

Aus der Chirurgischen Universitäts-Klinik Marburg
Direktor: Professor Dr. med. H. Hamelmann

**Präzision des Tensiometerverfahrens
zur Beurteilung der Gewebefestigkeit
Tierexperimentelle Untersuchungen
an Abdominalfaszien von Kaninchen**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von
Hermann Mess
aus Ernsthausen

Marburg 1976

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg am 11. 6. 1976
Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereiches

Dekan: Prof. Dr. med. H. Oepen
Referent: Priv. Doz. Dr. med. R. Tauber
Correferent: Prof. Dr. med. dent. H. Bernhardt

Aus der Chirurgischen Universitäts-Klinik Marburg
Direktor: Professor Dr. med. H. Hamelmann

**Präzision des Tensiometerverfahrens
zur Beurteilung der Gewebefestigkeit
Tierexperimentelle Untersuchungen
an Abdominalfaszien von Kaninchen**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde
dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von
Hermann Mess
aus Ernsthäusen

Marburg 1976



Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Einleitung	1
2. Material und Methode	6
2.1. Versuchstiere	6
2.2. Anästhesie	6
2.3. Operationsmethode	8
2.3.1. Schnittführung	8
2.3.2. Nahtmaterial und Nahttechnik	11
2.3.3. Hautnaht	11
2.4. Präparation der Proben	11
2.5. Tensiometer	12
3. Statistik	16
4. Ergebnisse	17
4.1. Änderung der Reißfestigkeit der Abdominalfaszie entlang der linea alba von kranial nach kaudal	17
4.1.1. Reißfestigkeit der unverletzten Gewebsproben	17
4.1.2. Reißfestigkeit der genähten, unver- heilten Gewebsproben	17
4.2. Abhängigkeit der Reißfestigkeit der Abdominalfaszie vom Gewicht (Alter) der Tiere	19
4.3. Die Bedeutung des Nahtmaterials für die Wundfestigkeit 21 Tage nach dem Wundverschluß	21
4.3.1. Die Reißfestigkeit der operativ ver- sorgten linea alba mit und ohne Naht- material	21
4.4. Abhängigkeit der Reißfestigkeit der Abdominalfaszie von der Dehungsge- schwindigkeit	25

	Seite
5.	Diskussion 27
5.1.	Material und Methode 27
5.1.1.	Versuchstiere 27
5.1.2.	Narkose 28
5.1.3.	Operationstechnik 29
5.1.4.	Messung der Festigkeit der Wunde und des unverletzten Gewebes 33
5.1.4.1.	"Tensile Strength" und "Breaking Strength" 33
5.1.4.2.	Faktoren, die die Messung beeinflussen 38
5.1.4.3.	Messung der Festigkeit der Proben 42
5.2.	Reißfestigkeit in Abhängigkeit von der Lokalisation der Gewebsprobe 45
5.3.	Reißfestigkeit und Gewicht (Alter) 48
5.4.	Festigkeit der Wunde nach 21 Tagen Heilungsdauer 49
5.4.1.	Physiologie der Wundheilung 50
5.4.2.	Aufgabe des Nahtverschlusses nach 21 Tagen Heilungsdauer 51
5.4.3.	Heilungstendenz entlang der linea alba 55
5.5.	Geschwindigkeit und Reißfestigkeit 56
6.	Zusammenfassung 58
7.	Literaturverzeichnis 59

1. Einleitung

Ein Problem in der Chirurgie ist auch heute noch die postoperative abdominale Wundruptur, die in ca. 1 % nach Laparatomien auftritt. Als Ursache dafür wird ein Mißverhältnis zwischen der Festigkeit des chirurgischen Wundverschlusses einerseits und den an ihm auftretenden Kräften andererseits angesehen. Ursächliche Gründe dafür sind Mängel der chirurgischen Technik, excessive und häufig rezidivierende intraabdominale Drucksteigerungen und schwere Infektionen. Auch Faktoren wie Eiweiß- und Vitaminmangel, Regenerationshemmungen aller Art oder sonstige Beeinträchtigungen der Wundheilung sind von Bedeutung.

Zur Erforschung der Wundheilung werden mikroskopische, planimetrische, biochemische und besonders, wohl wegen des direkten klinischen Bezugs, tensiometrische Bestimmungsmethoden angewendet. Dabei wird vorausgesetzt, daß die Reißfestigkeit eines Gewebes ein Indikator für die Wundheilung ist.

Der englische Chirurg PAGET (1853) untersuchte als erster die Reißfestigkeit heilender Wunden. Er durchtrennte die Achillessehnen von Kaninchen, nähte sie zusammen und zerriß sie wieder durch angehängte Gewichte.

Der österreichische Chirurg CLUMSKY (1890) sprengte End-zu-End-Anastomosen des Darms mit Wasser und bestimmte den dazu notwendigen Druck.

Diese beiden Methoden bilden teilweise bis heute noch die Grundlage für die verschiedensten Untersuchungen.

SANDBLOM verwendete u.a. einen Gravitationstensiometer für Reißfestigkeitsuntersuchungen in vitro (1944) und in situ (1953). Mit letzterer Methode untersuchte er Testwunden an

Patienten, um vor größeren Operationen Prognosen über den Heilungsverlauf stellen zu können. In dem verwendeten Gerät stammte die zum Zerreißen der Probe notwendige Kraft von einem Gewicht, das sich mit annähernd gleichbleibender Geschwindigkeit in einen Ölzylinder senkte.

In vielen Fällen ließ man Flüssigkeit mit konstanter Zuflußrate pro min in einen Behälter fließen. Dieser war mit einer der beiden Klemmen verbunden, in die die Probe eingespannt war. Die zum Zerreißen notwendige Kraft wurde aus dem Gewicht des Behälters, dem spezifischen Gewicht der Flüssigkeit und deren Volumen errechnet.

SAVLOV (1954), NAGY (1971), SEIDEL (1972) und TAUBER (1974) die diese Methode verwendeten, wählten einen konstanten Wasserzulauf, während BOTSFORD (1941) Quecksilber in einen Behälter tropfen ließ.

Distensionstensiometer werden zum Testen der Festigkeit von Wunden in Hohlorganen oder der gesamten Wunde in situ benutzt.

PRICE (48) und NELSON (1967) testeten die Reißfestigkeit von Wunden an Hundedärmen mit Luftdruck. Während LOCALIO (1943) zur Prüfung der Reißfestigkeit von Bauchdeckenwunden Luft direkt in die Peritonealhöhle getöteter Ratten pumpte, benutzten PRUDDEN (1957) und NISHIHARA (1958) Gummikondome, die durch die durchstochene Vagina von Ratten in die Peritonealhöhle gebracht wurden und pumpeten diese darin auf. In dem Moment, wo der Kondom in der Wunde sichtbar wurde, wurde der Druck abgelesen.

WOLARSKY (1962) benutzte einen Kasten mit einer trapezförmigen, durch eine Gummidichtung verschlossene Öffnung. Die zentrale Bauchwand mit der Wunde wurde excidiert und mit einem Plastikrahmen, der ein gleichgestaltetes Loch wie der Druckkasten

aufwies, über der Gummidichtung fest verschraubt. Durch Erhöhen des Druckes in dem Kasten wurde die Wunde gesprengt, der dazu notwendige Druck auf einem Manometer abgelesen, und die Wunde während des Reißens fotografiert.

Die Reißfestigkeit von Gewebeproben aus der Haut und Abdominalfaszie von Meerschweinchen, Hunden und Kaninchen testeten BOTSFORD (1941) und FAST (1947), indem sie eine der beiden Klemmen, die die Enden der Probe faßten, an einen Draht befestigten, der auf eine Winde aufgewickelt wurde. Die zweite Klemme war über eine Metallfeder an einem ortsfesten Gegenstand befestigt. Durch Aufwickeln des Drahtes auf der Winde wurde die Gewebeprobe und somit die Feder gedehnt, deren Elongation als Maß für die Reißfestigkeit abgelesen wurde.

HOWES verwendete 1929 als erster eine Fadentestmaschine für seine Reißfestigkeitsuntersuchungen.

Ungefähr seit 1960 werden zunehmend Geräte verwendet, die die Gewebeproben mit konstanter Geschwindigkeit dehnen (GEEVER 1965). Meistens werden die durch einen Motor angetriebenen Apparaturen mit einem Schreibgerät kombiniert, das die Dehnungskurven gleichzeitig aufzeichnet (P.G. NELSON 1967, LICHTENSTEIN 1970, HOLM-PEDERSEN 1971/72).

Aufgabe der chirurgischen Naht ist es nach der Operation die Wundränder so lange zusammenzuhalten, bis die Wunde zu ausreichender Festigkeit verheilt ist. Sie muß dabei sowohl der an den Wundrändern direkt angreifende Muskelkraft als auch dem intraabdominalen Druck widerstehen, der sich als Zugkraft an den Wundrändern darstellt.

Eine Reihe von Autoren hat neben der Wundheilung als solche die Festigkeit beeinflussende mechanische Faktoren untersucht und beschrieben.

1951 zeigten NELSON und Mitarbeiter, daß in heilenden Abdominalwunden von Kaninchen die nützliche Rolle von Nähten nach 14 Tagen endet.

DOUGLAS (1952) untersuchte Wunden in der lumodorsalen Aponeurose von Kaninchen und fand, daß nach 21 Tagen die Wunde nur 20 % der Festigkeit der Kontrollwerte hatte.

ADAMSONS (1963) testete bei Meerschweinchen vergleichbare Wundstreifen mit Naht und nach Entfernen der Naht. Der Einfluß der Naht auf die Festigkeit endete nach seinen Ergebnissen bereits nach 9 Tagen. Nach 45 Tagen war die Wunde sowohl mit als auch ohne Fäden fester als das unverletzte Gewebe der Gegenseite.

Die Festigkeit der gesunden Bauchdecke stieg bei Meerschweinchen von kaudal nach kranial linear an.

Die Qualität der Aponeurosen sowie die Festigkeit des Nahtmaterials sind nach LICHTENSTEIN (1970) für die Festigkeit der genähten Wunde bis zu zwei Monaten nach der Operation verantwortlich.

1963 berichtete LEVENSON in seiner Studie über die Heilung von Hautwunden von Ratten, daß eine lineare Abhängigkeit der Festigkeit der unverletzten Haut zum Alter der Tiere besteht.

Festigkeitsuntersuchungen in Abhängigkeit von der Deformations-Geschwindigkeit werden in der Literatur nicht beschrieben.

Tierexperimentelle Reißfestigkeitsuntersuchungen sind wegen ihres direkten klinischen Bezuges zur Testung von Operationsmethoden und -materialien sowie zu Erforschung von Wundheilungsvorgängen allgemein anerkannt.

Vergleicht man aber entsprechende Arbeiten untereinander, so stellt man fest, daß weder eine einheitliche Nomenklatur noch einheitliche oder direkt vergleichbare Untersuchungsmethoden verwendet werden. Insbesondere sind es meßtechnische Parameter wie die Reißgeschwindigkeit, Art des Nahtmaterials und der Operationsmethode, Anatomie und Alter der Tiere, die wesentlichen Einfluß auf die Ergebnisse haben. Aufgabe der folgenden Untersuchung soll es sein, die in der Literatur verwendeten Begriffe gegeneinander abzugrenzen, und die Einflüsse meßtechnischer Parameter bei Reißfestigkeitsuntersuchungen aufzuzeigen. Dazu haben wir uns folgende Fragen gestellt:

1. Gibt es ortsabhängige Unterschiede der Festigkeit entlang der linea alba?
2. Wie wirkt sich das Gewicht der Versuchstiere auf die Festigkeit eines Gewebes aus?
3. Welchen Einfluß hat die Naht 21 Tage nach der Operation auf die Wundfestigkeit?
4. Welchen Einfluß hat die Deformations-Geschwindigkeit auf die Festigkeit eines Gewebes?

2. Material und Methode

2.1. Versuchstiere

Zur Klärung dieser Fragen wurden 3 Teilversuche durchgeführt.

1. Zu Frage 1 und 2: insgesamt 32 Kaninchen, wobei je acht ein Gewicht von 2,5 kg - 3,0 kg - 3,5 kg - 4,0 kg jeweils $\pm$ 0,1 kg hatten (Versuch zur Bestimmung der Alters- und Ortsabhängigkeit). (Versuch 1)
2. Zu Frage 3: 24 Kaninchen beiderlei Geschlechts mit einem Gewicht von 3,75 kg $\pm$ 0,1 kg. (Versuch 2)
3. Zu Versuch 4: 20 Kaninchen beiderlei Geschlechts mit einem Gewicht von 2,5 kg $\pm$ 0,1 kg. (Versuch 3)

Alle 76 Tiere gehörten zu der Rasse Großsilber. Nach Möglichkeit wurden mehrere Tiere eines Wurfs verwendet. Sie wurden in Einzelkäfigen gehalten. Zu einem Spezialfutter Ovator Solikanin^R (Muskator) erhielten sie Wasser ad libitum.

Vor der Operation wurden sie am Abdomen mit einer handelsüblichen Schermaschine geschoren.

2.2. Anästhesie

Wir verwendeten die Inhalationsnarkose mit Halothan^R. Die Kaninchen wurden kurz vor der Operation in einem Kleintiernarkosekasten nach Hinz (s. Abb. 1) mit einem Rauminhalt von 3 x 10 cm gesetzt. Mit einem Zerstäuber wurden 8 ml Halothan^R in toto in die Zelle gesprüht. Diese Menge reichte meist für eine Operationsdauer von ungefähr 40 Minuten aus. Etwaige notwendige Nachdosierungen konnten, ohne die Sterilität des Operationsfeldes zu beeinträchtigen,

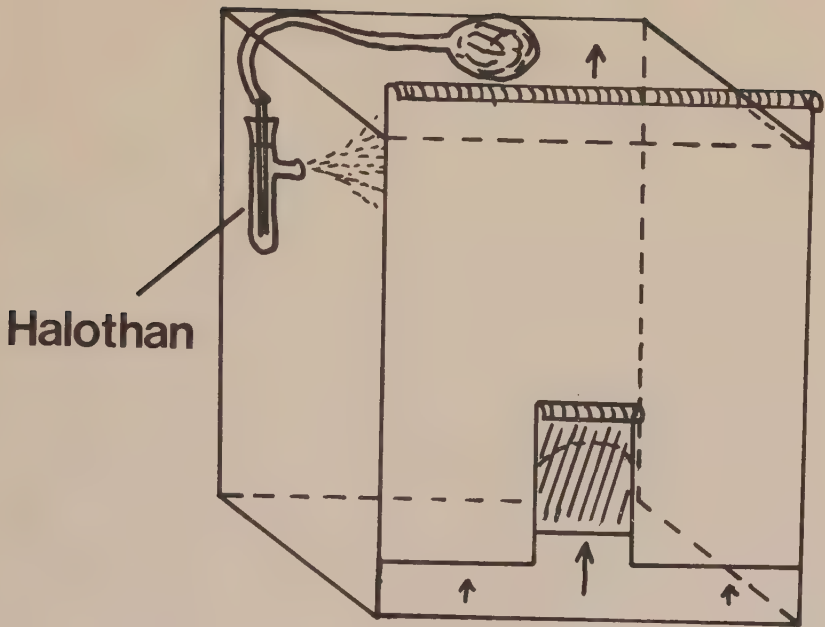


Abb. 1:

Kleintiernarkosekasten nach Hinz

mit Hilfe des Zerstäubers vorgenommen werden. Nachdem die Narkose wirkte, wurden die Kaninchen in Rückenlage auf dem Operationstisch angebunden. Nur noch der Kopf lag in der Narkosezelle.

2.3. Operationsmethode

2.3.1. Schnittführung

Die Bauchhaut der Tiere wurde mit Merfen^R gereinigt und das Operationsfeld mit sterilen Tüchern abgedeckt. Es wurde mit hitzesterilisierten Op-Bestecken gearbeitet. Wir präparierten einen etwa 18 x 6 cm großen Hautlappen ab und klappten diesen zur Seite. Dann legten wir eine dünne Aluminiumschablone (s. Abb. 2) auf die freipräparierte Abdominalfaszie, wobei wir durch drei Aussparungen in der Mitte der Schablonen kontrollieren konnten, ob sie mit dem Verlauf der linea alba übereinstimmte. In das Blech waren im Abstand von 6 mm zueinander und 5 mm zum Wundrand für die 24 vorgesehenen Nähte Löcher gestanzt. Die Einstichstellen für die Nähte beiderseits der linea alba wurden mit dem Farbstoff Indigocarmin Merck^R, den wir mit einem Watteträger applizierten, markiert.

2.3.1.a Für Versuch 1 unterteilten wir die 7,2 cm kranial und kaudal der Nabelregion in Abschnitte von je 3,6 cm (s. Abb. 3). Alternierend wurden entweder die oberen Abschnitte der Abdominalfaszie (a und c) oder die beiden unteren Abschnitte (b und d) durchtrennt, während die beiden restlichen sowie die Nabelregion unverletzt blieben.

2.3.1.b Für Versuch 2 durchtrennten wir linea alba und das Peritoneum kranial und kaudal des Nabels auf eine Länge von je 7,2 cm. Die Nabelregion blieb dazwischen auf eine Länge von 2,6 cm unverletzt (s. Abb. 3).

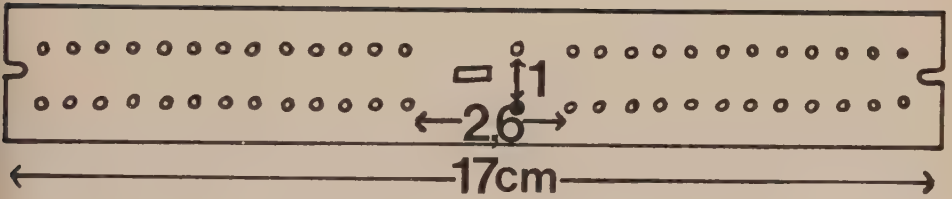


Abb. 2:

Schablone zum Anzeichnen der Nähte

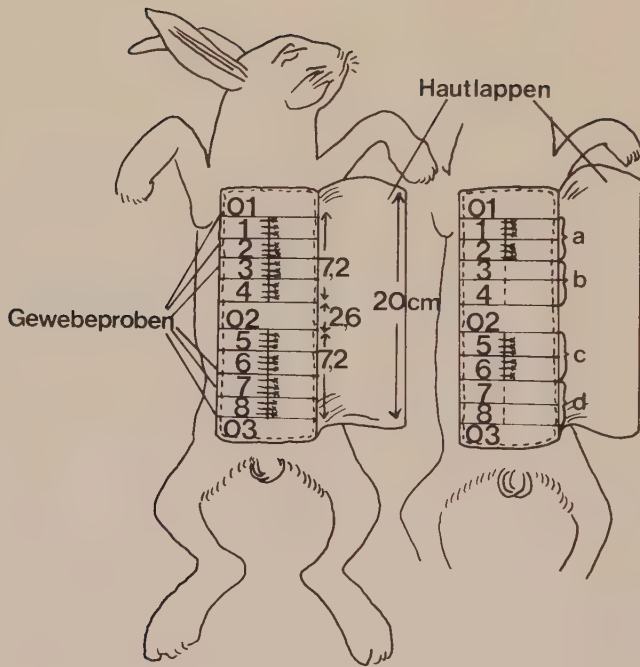


Abb. 3:

Lage der Gewebsproben und der Nähte

2.3.2. Nahtmaterial und Nahttechnik

Wir nähten mit Mersilene^R der Stärke 0/0, einem synthetischen Faden aus Polyesterfaser. Durch die markierten Punkte legten wir Einzelknopfnähte, die mit drei einfach überschlungenen, gegenläufigen Knoten verknüpft wurden. Die Wundränder wurden lediglich adaptiert. Die Fadenenden wurden 3 mm oberhalb des Knotens abgeschnitten.

2.3.3. Hautnaht

Die Haut wurde mit einer fortlaufenden Naht mit Mersilene^{RC} verschlossen. Dabei bemühten wir uns, ein Einrollen der Wundränder zu vermeiden. An Stelle eines Verbandes wurde die Wunde nach der Operation mit Nebacetin^R Pulver eingesprüht.

2.4. Präparation der Proben

Kurz vor der Bestimmung der Reißfestigkeit der einzelnen Proben wurden die Kaninchen durch eine intrakardial injizierte Überdosis Pentobarbital getötet. Unter Schonung der Faszienwunde wurde die Bauchhaut wieder abpräpariert und anschließend die Abdominalfaszie in einem 20 x 6 cm großen Gewebestück exzidiert. Wir erhielten somit kranial und kaudal ein noch ausreichend breites Gewebestück für Reißversuche an unverletztem Gewebe (Normwert). Aus dem zuvor inzidierten und genähten Teil der linea alba präparierten wir je vier gleichgroße Gewebeproben. Diese wurden, wie aus Abb. 3 ersichtlich, von kranial nach kaudal stets gleichbleibend mit den Nummern 1-8 bezeichnet. Die unverletzten Gewebestücke, die zur Bestimmung eines Normwertes dienen sollten, wurden folgendermaßen bezeichnet:

O1: zwischen Sternum und Probe 1 (Anfang der Wunde)

O2: Nabelregion zwischen Probe 4 und 5

O3: zwischen Wundende (Probe 8) und Symphyse

Wir erhielten also insgesamt 11 teils genähte und teils unversehrte Bauchdeckenproben. Alle Proben wurden von beiden Seiten bis auf eine Breite von 1 cm inzidiert.

a) Bei Versuch 1 töteten wir die Kaninchen bereits 2 Stunden nach der Operation. Die Proben wurden so hergestellt, daß die linea alba entsprechend der Operationsmethode für diesen Versuch (s. 2.3.1.a) teils durchtrennt und genäht, teils unverletzt (Normwert) war. Pro genähte Probe wurden jeweils zwei Nähte belassen. Die Gewebeproben wurden dann einzeln gedehnt.

b) Bei Versuch 2 wurden die Tiere nach 21 Tagen getötet und von den Proben 1-8 alternierend die Fäden entfernt oder belassen. Die Reihenfolge von entfernten und belassenden Fäden wurde planmäßig von Tier zu Tier gewechselt.

c) Die Tiere für Versuch 3, die nicht operiert worden waren, wurden getötet und die Proben, wie oben beschrieben, präpariert. Es wurden also ausschließlich unverletzte Proben (Normwerte) getestet.

2.5. Tensiometer

Zur Bestimmung der Reißfestigkeit der Proben verwendeten wir ein Gerät, welches zu Verstreckversuchen in der Physik für Polymere verwendet wird. Ein wesentlicher Bestandteil dieses Gerätes ist die Streckbank (s. Abb. 4). Sie besteht aus einem Wagen, der durch 2 von einem Elektromotor angetriebenen Spindeln vor- und zurückgetrieben werden kann. Für die Dehnversuche wählten wir eine konstante Geschwindigkeit von 0,5 cm/min, was sich nach Vorversuchen als günstig erwiesen hatte. Die zu verstreckende Gewebeprobe wurde zwischen 2 Schraubklemmen eingespannt, die, um ein Herausrutschen der schlüpfrigen Gewebestückchen zu verhindern, eine reibbrettartige Oberfläche hatte. Während eine der

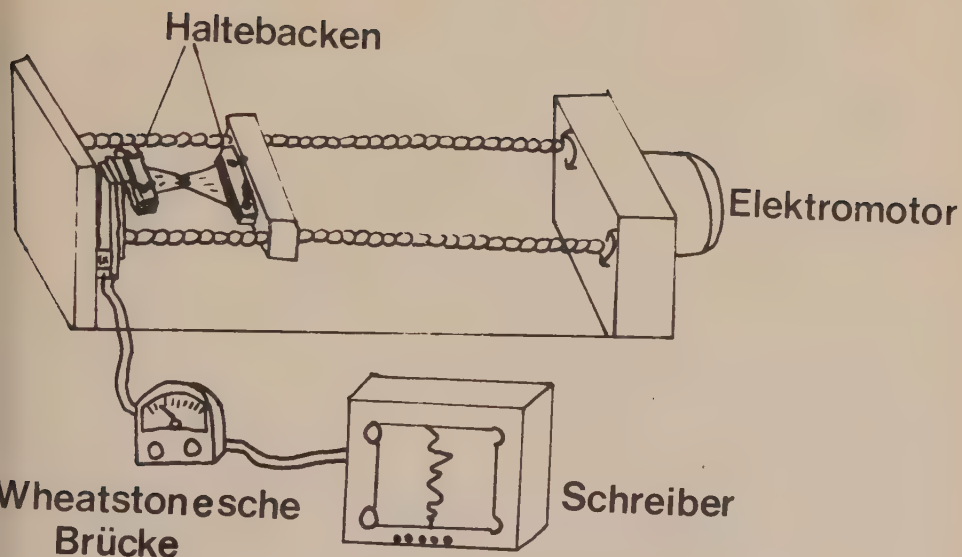


Abb. 4:

Tensiometer

Klemmen an dem Wagen befestigt und somit beweglich war, befand sich die zweite Klemme ortsfest an einem Dehnungsmeßstreifen. Dieser besteht aus einer Metallplatte, auf die beidseitig 2 elektrische Widerstände aufgeklebt sind, die wiederum in eine Trägerfrequenzbrücke eingeschaltet und dort zu einer Wheatstone'schen Brücke ergänzt sind. Unter Zugbelastung verbiegt sich die Metallplatte geringfügig (praktisch weglose Kraftmessung), worauf die Verstimmung der Brücke als Anzeige für die Kraft benutzt wird. Die Kraft kann an der Meßbrücke direkt abgelesen werden. Sie wird gleichzeitig von einem Schreibgerät registriert. Es wurde sorgfältig darauf geachtet, daß die beiden Haltebacken vor jedem Einspannen einer Probe eine konstante Entfernung voneinander hatten.

Das Meßgerät wurde durch Anhängen von Gewichten geeicht, die in gleicher Zugrichtung wie der bewegliche Wagen auf dem Meßstreifen angriffen. In Abb. 5 zeigt die Eichkurve nach Auftragen der Kraft gegen den Ausschlag des Schreibers in cm eine lineare Abhängigkeit beider Größen voneinander. Das Prinzip der Messung beruht auf dem Hook'schen Gesetz. Es beschreibt das elastische Verhalten von Materialien und läßt sich zur Bestimmung der Meßergebnisse heranziehen.

Mit dieser Streckbank testeten wir die Proben aus den Versuchen 1 und 2.

Bei Versuch 3 wurden die Geschwindigkeiten des Meßgerätes variiert. Nach Vorversuchen entschieden wir uns für Dehnungsgeschwindigkeiten von 0,2 cm/min, 1 cm/min, 10 cm/min, 100 cm/min.

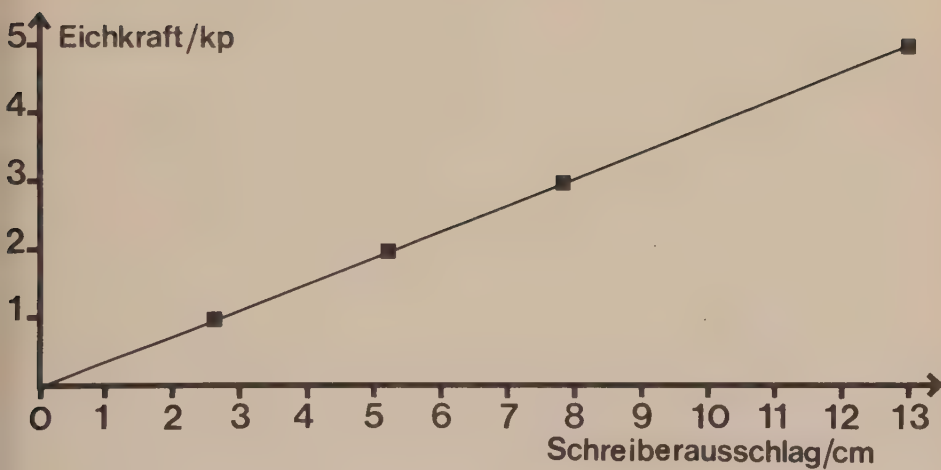


Abb. 5:

Eichkurve: Schreiberausschlag in Abhängigkeit
der Eichkraft

3. Statistik

Bei der Auswertung der Ergebnisse wurde mit Hilfe eines Elektronenrechners gleichzeitig Mittelwerte, Standardabweichung und Fehlerbreite bestimmt. Diese wurden bei der graphischen Darstellung der Endergebnisse mit eingezeichnet, so daß die graphischen Darstellungen Aufschluß über eine statistische Signifikanz der Werte geben.

Zur Untersuchung der Geschwindigkeitsabhängigkeit wurden die Werte zusätzlich auf eine Normalverteilung überprüft. Dies war für alle Geschwindigkeitsstufen der Fall.

4. Ergebnisse

4.1. Änderung der Reißfestigkeit der Abdominalfaszie entlang der linea alba von kranial nach kaudal (Versuch Nr. 1)

4.1.1. Reißfestigkeit der unverletzten Gewebsproben

Kranial der Nabelregion steigt die Kurve von dem, dem Sternum nächsten Wert (O1) auf ein Plateau an. Im Bereich der Meßgenauigkeit sind die Werte der Reißfestigkeit (s. Abb. 6) entlang der linea alba bis zur Nabelregion konstant. Die Nabelregion ist durch leicht erhöhte Werte gekennzeichnet. Kaudal des Nabels (O2) nimmt die Reißfestigkeit von einem etwas höheren Niveau als kranial des Nabels ausgehend, geringfügig zur Symphyse hin ab.

Jeder dargestellte Punkt in Abb. 6 gibt den Mittelwert aus Reißversuchen von insgesamt 24 Hasen wieder. Die eingetragenen Fehlerbreiten stellen den aus der Statistik errechneten Fehler dar. Es ergibt sich somit eine signifikante Abhängigkeit der Reißkraft von dem Ort der Probe.

4.1.2. Reißfestigkeit der genähten, unverheilten Gewebsproben (Versuch 1)

In Abb. 6 sind zusätzlich die gemittelten Reißfestigkeitswerte der genähten unverheilten Gewebsproben dargestellt. Wie man erkennt ergibt sich kein signifikanter Unterschied der Werte der Reißfestigkeit der Proben 1-4, 5-8.

Bildet man aus den in Abb. 6 dargestellten Mittelwerten der genähten und unverheilten Gewebsproben einen durchschnittlichen Wert (Mittelwert aller Mittelwerte), so ergibt dieser den Wert von 2,62 kp. Vergleicht man ihn mit dem entsprechenden

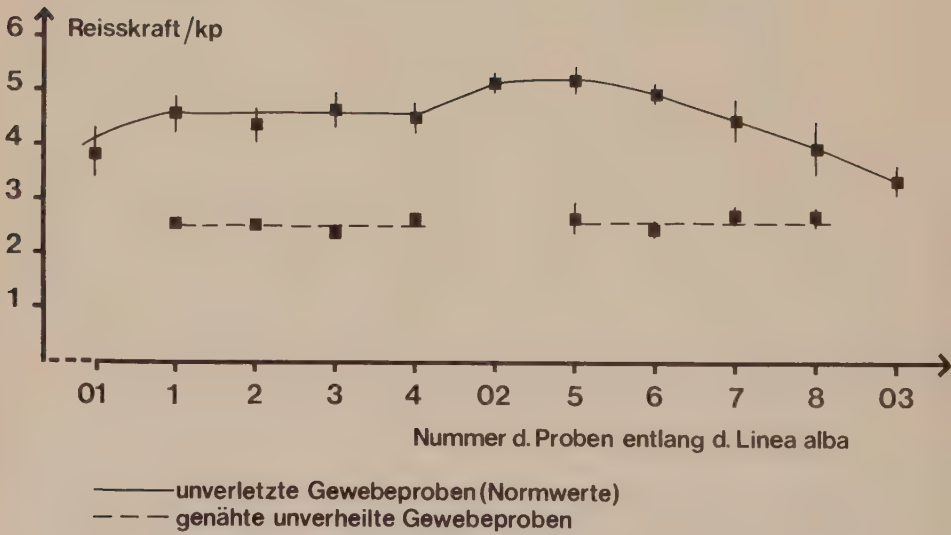


Abb. 6:

Reißfestigkeit der Abdominalfaszie entlang der linea alba. Angegeben sind Mittelwerte $\bar{x} \pm$ S. D. (Standard Deviation)

Wert der unverletzten Gewebsproben von 4,55 kp, so kommt man zu dem Ergebnis, daß die Reißfestigkeit der genähten Proben 2 Stunden post operationem 57,5 % des Normwertes (unverletzte Gewebsproben) beträgt.

4.2. Abhängigkeit der Reißfestigkeit der Abdominalfaszie vom Gewicht (Alter) der Tiere (Versuch 1)

Die Reißfestigkeit als Mittelwert der Werte der unverletzten Proben kranial des Nabels ist in Abb. 7 im oberen Teil dargestellt. Bei einer Gewichtszunahme um jeweils 0,5 kg, beginnend bei 2,5 kg bis 4,0 kg, zeigt sich ein kontinuierlicher Anstieg der Werte. Signifikant sind diese allerdings nur zwischen jungen Kaninchen (2,5 kg und 3,0 kg) und alten Tieren (3,5 kg und 4,0 kg).

Der Anstieg der Reißfestigkeit von dem Gewichtsbereich 2,5 kg - 3,0 kg zum Gewichtsbereich 3,5 kg - 4,0 kg betrug 24 %.

Die Mittelwerte der Werte der Reißfestigkeit des genähten unverheilten Gewebes kranial des Nabels zeigt der untere Teil der Abb. 7. Die Werte der Reißfestigkeit unterscheiden sich bei einem Gewicht von 2,5 kg zu 3,0 kg. Das gleiche gilt für die Klassen 3,5 kg und 4,0 kg. Ein signifikanter Unterschied besteht zwischen der Reißfestigkeit der Gewebsproben von jungen Kaninchen (2,5 kg und 3,0 kg) zu alten Tieren (3,5 kg und 4,0 kg).

Die genähten unverheilten Proben ergaben einen Anstieg der Reißfestigkeit von 19 % von jungen zu alten Kaninchen.

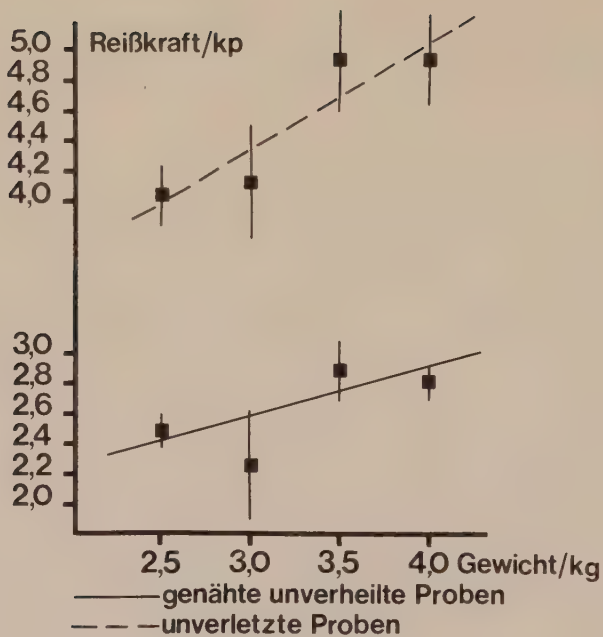


Abb. 7:

Reißfestigkeit der Abdominalfaszie in Abhängigkeit vom Alter (Gewicht) der Tiere. Angegeben sind Mittelwerte $\bar{x}$ $\pm$ S. D. (Standart Deviation)

4.3. Die Bedeutung des Nahtmaterials für die Wundfestigkeit 21 Tage nach dem Wundverschluß

4.3.1. Die Reißfestigkeit der operativ versorgten linea alba mit und ohne Nahtmaterial

Wie in Abb. 8 dargestellt steigen von kranial nach kaudal entlang der linea alba die Werte der Reißfestigkeit - sowohl mit, als auch ohne Nahtmaterial - zuerst bis zur Nabelregion hin leicht an (die Proben O1, O2, O3 entfallen hier), um dann wieder kontinuierlich nach kaudal hin geringer zu werden.

Die Kurven der Werte mit belassenen Fäden und bei entfernten Fäden verlaufen nahezu parallel.

Aus den acht in Abb. 8 wiedergegebenen Werten für die Proben mit und ohne Nahtmaterial wurden folgende Mittelwerte errechnet. Bei belassenen Fäden: 3,34 kp. Bei entfernten Fäden: 2,34 kp.

Nach 21 Tagen Heilungsdauer betrug die Reißfestigkeit der linea alba nach Entfernen der Fäden 70 % der Reißfestigkeit bei belassenen Fäden.

Die Kaninchen für Versuch 2 wogen 3,75 kg. Aus Versuch 1 konnten wir je einen gemittelten Normwert für die Gewichtsklassen 3,5 kg und 4,0 kg erhalten. Aus diesen beiden Werten errechneten wir einen Mittelwert, der als Normwert für unverletztes Gewebe eines 3,75 kg schweren Kaninchens angesehen werden kann. Er betrug 4,84 kp.

$$\frac{\text{Nw } 3,5 \text{ kg} + \text{Nw } 4,0 \text{ kg}}{2} = \text{Nw } 3,75 \text{ kg} = 4,84 \text{ kp.}$$

Bezieht man den Mittelwert von 2,34 kp für die Reißfestigkeit des verheilten Gewebes 21 Tage p.o. ohne Fäden auf die

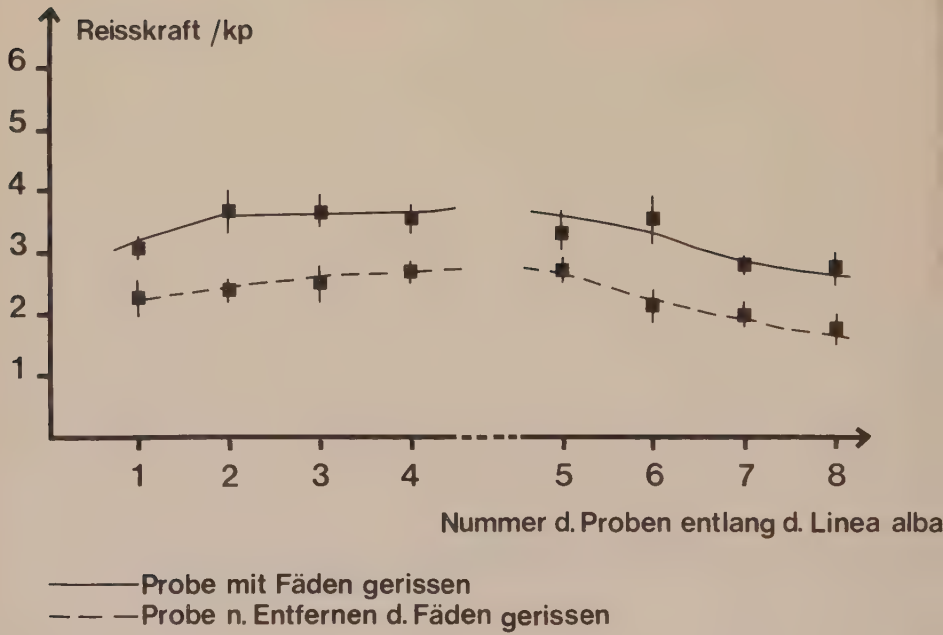


Abb. 8:

Reißfestigkeit der Abdominalfaszie nach 21 Tagen Wundheilung. Angegeben sind Mittelwerte $\bar{x} \pm$ S. D. (Standard Deviation)

Reißfestigkeit des unverletzten Gewebes (Normwert = 4,84 kp), so ergab sich, daß nach 21 Tagen Heilungsdauer das Gewebe 48,5 % des unverletzten Gewebes aushielt.

Bei belassenen Fäden betrug der Mittelwert der Reißfestigkeit nach 21 Tagen Heilung 69 % des Normwertes.

Im nächsten Schritt wurden die gleichen Verhältnisse ortsabhängig entlang der linea alba beobachtet. Zwischen den einzelnen Proben nach Entfernen des Nahtmaterials 21 Tage p.o. und dem unverletzten Gewebe (die Bezeichnung der Proben entspricht den unter Abb.2 angegebenen Stellen auf der linea alba) ergaben sich in statistischen Mittel folgende Verhältnisse in %:

A	1	2	3	4	5	6	7	8
B (kp)	2,3	2,38	2,58	2,81	2,79	2,3	1,99	1,69
C (kp)	4,79	4,67	5,38	5,31	5,76	5,49	4,98	4,77
D (%)	48	51	48	53	48,5	42	40	40

A: Ort der Probe (Nummer) entlang der linea alba

B: Reißfestigkeit bei entferntem Faden nach
21 Tagen in kp

C: Normwert in kp

D: Verhältnisse in %

Kranial der Nabelregion bilden diese Werte innerhalb der Fehlerbreite eine Gerade (s. Abb. 9). Kaudal des Nabels fällt die Kurve ab. Die Werte der Reißfestigkeit der Proben Nr. 7 und Nr. 8 unterscheiden sich signifikant von den Werten der Proben Nr. 1-4 und Nr. 5.

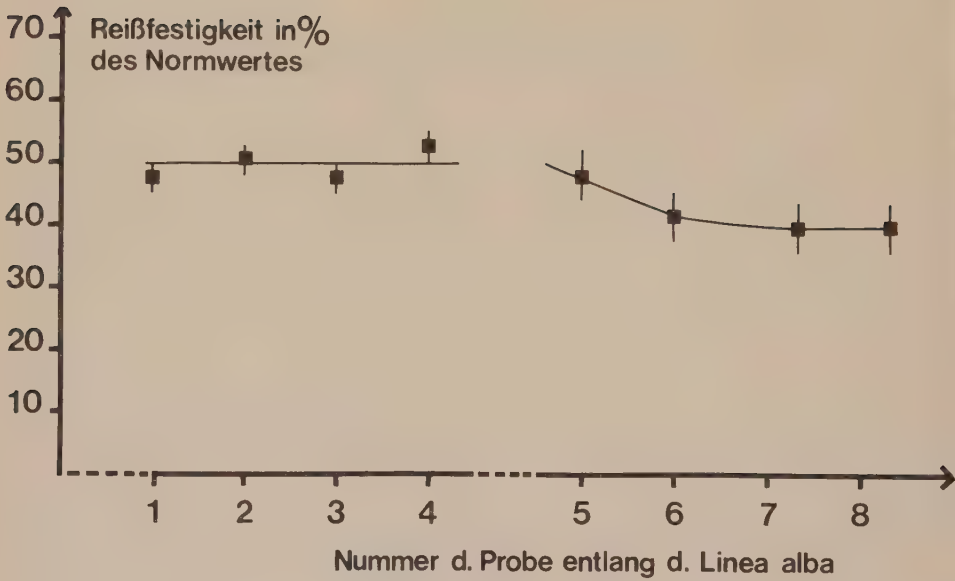


Abb. 9:

Reißfestigkeit der Abdominalfaszie 21 Tage p.o. ohne
Fäden in Prozent des Normwertes. Angegeben sind Mittel-
werte $\bar{x} \pm$ S. D. (Standart Deviation)

4.4. Abhängigkeit der Reißfestigkeit der Abdominalfaszie von der Dehnungsgeschwindigkeit

Meßbereich (mm/min)	2	10	100	1 000
Mittelwert	2,90	3,52	3,86	4,70
Standartabweichung	0,46	0,48	0,61	0,74
Varianz	0,22	0,23	0,37	0,54
Fehler	16 %	14 %	16 %	16 %

Für jede Dehngeschwindigkeit wurden die einzelnen Werte auf Normalverteilung untersucht. Eine solche lag vor, d.h. jeder Reißvorgang konnte als ein rein statistischer Vorgang angesehen werden (Abb. 10).

Es zeigte sich eine signifikante lineare Abhängigkeit der Reißfestigkeit von der Geschwindigkeit der Dehnung. Sie wächst mit steigender Deformationsgeschwindigkeit an.

Bei zwei der operierten Kaninchen waren Serome aufgetreten. Die beiden Tiere fanden bei der Auswertung keine Berücksichtigung.

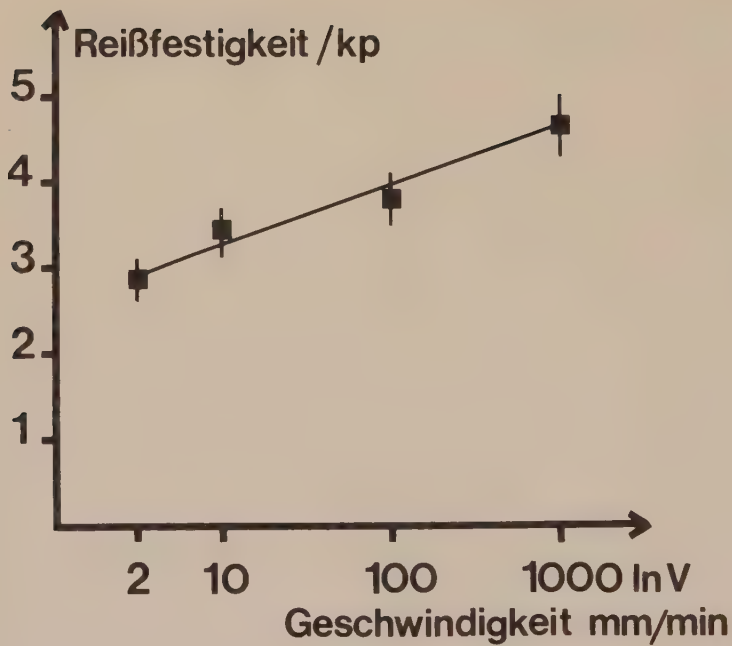


Abb. 10:

Reißfestigkeit unverletzter Abdominalfaszie bei zunehmender Dehnungsgeschwindigkeit. Angegeben sind Mittelwerte $\bar{x} \pm$ S. D. (Standart Deviation)

5. Diskussion

5.1. Material und Methode

5.1.1. Versuchstiere

Für alle Versuche verwendeten wir Kaninchen der Rasse Großsilber, da diese Tiere in Vorversuchen durch eine geringe Letalitätquote und eine geringe Streuung der Meßwerte zufriedenstellende Ergebnisse geliefert hatten.

LEVENSON u. MIT. zeigten, daß sich das Reißgewicht proportional zur Dicke der Haut und zum Körpergewicht ändert.

Um größere Verfälschungen unserer Ergebnisse zu vermeiden, versuchten wir die Gewichtsunterschiede der Tiere für einen Teilversuch möglichst gering zu halten (± 100 g). Ziel des Versuchs 2 war es außerdem, die Festigkeit des getesteten Gewebes in Abhängigkeit vom Alter darzustellen, wofür die einzelnen Gewichtsklassen besonders eng abgegrenzt wurden.

Erfahrungen und Beobachtungen von Züchtern bestätigen für die verwendeten Gewichtsklassen folgendes Alter:

2	kg	entspricht etwa	4 Monaten Lebensdauer
2 1/2	kg	-	6 Monaten Lebensdauer
3	kg	-	8 Monaten Lebensdauer
3 1/2	kg	-	10 Monaten Lebensdauer

Da, wie bereits oben erwähnt, sowohl die Fütterungsmethoden als auch die Futtermittel bei allen Tieren gleich waren, läßt sich hinreichend gesichert das Gewicht der Kaninchen auf das Alter übertragen.

Bei Oberflächenwunden stellte DU NOVY eine schnellere Heilung bei jungen Patienten im Vergleich zu älteren fest.

Nach HOWES und HARVEY (1932) vollzieht sich die Bindegewebsumbildung bei jüngeren Tieren schneller und früher als bei alten. Beide Autoren sehen (1929) eine Abhängigkeit der Festigkeitssteigerung der Wunde und somit der Wundheilung von der Vermehrung und dem Umbau von Fibroblasten.

HOLM - PEDERSEN und ZEDERFELDT (1971) führen eine bessere Heilung bei jungen Tieren auf deren größeres Fibroblastenpotential zurück.

Auch LINDNER (1973) bezieht die deutlich verzögerte Granulationsbildung bei älteren Tieren gegenüber jungen auf einen geringeren Fibroblastengehalt des Granulationsgewebes. Die Reißfestigkeit von Wunden in gesunden und an Skorbut erkrankten Meerschweinchen untersuchten ADAMSONS und ENQUIST (1963). Im Vergleich zur Wundfestigkeit der normal ernährten Tiere erreichten die erkrankten Tiere nach 15 Tagen nur eine völlig unzureichende Festigkeit.

Mit dem Verfüttern des Spezialfutters Ovator Solikanin^R konnten wir solchen Mangelercheinungen vorbeugen.

5.1.2. Narkose

Die verwendete Inhalationsnarkose mit Halothan^R und die Benutzung des Kleintiernarkosekastens nach Hinz hatte sich schon in Vorversuchen bewährt. Während der Narkose verstarb kein Tier. Als günstig erwies es sich auch, daß während der Operation manchmal notwendige Nachdosierungen bequem, und ohne die Sterilität des Operationsfeldes zu beeinträchtigen, vorgenommen werden konnten.

Außerdem trat eine ausreichende Relaxation ein, die ein stärkeres Klaffen der Wundränder verhinderte. So ließen sich diese gut adaptieren und die Nähte ohne stärkeren Nahtzug, was zur Strangulation des Gewebes geführt hätte, legen.

5.1.3. Operationstechnik

Für die Versuche 1 und 2 verwendeten wir die gleiche Operationstechnik.

Vorversuche hatten gezeigt, daß eine Plazierung der Hautnaht über die Fasziennaht durch Verwachsungen zu Schwierigkeiten bei der späteren Darstellung der Narbe der geheilten linea alba und der Präparation der Teststreifen führten. Wir durchtrennten daher die Haut 3 cm lateral der Mittellinie und zwar so weit, daß die beiden transversalen Schnitte etwa 1,5 - 2 cm ober- und unterhalb der genähten linea alba die Mittellinie kreuzten. Mit dieser Methode ließ sich die Narbe der linea alba unverletzt freipräparieren.

Mit Hilfe der bereits beschriebenen Schablone (Abb. 2) konnten die Ein- und Ausstichstellen der Nähte sowohl im Abstand zum späteren Wundrand als auch im Abstand zueinander stets gleichbleibend aufgezeichnet werden.

Zu Versuch 2 wurde die linea alba kranial und kaudal einer 2,6 cm breiten Stelle in Höhe des Nabels auf eine Länge von 7,2 cm durchtrennt. Dabei wurde größte Sorgfalt darauf verwendet, genau die Mitte der linea alba, die sich als ein dünner weißer Streifen darstellt, zu treffen, da der Schnittweg des Fadens bei Reißversuchen mit belassenem Faden die Ergebnisse beeinflußt (TAUBER, HOFFSCHULTE).

Die unverletzte Nabelregion wirkte sich operationstechnisch günstig aus, indem sie ein starkes Klaffen der Wundränder verhinderte.

Zu Versuch 1 wurden die in Versuch 2 durchtrennten 7, 2 cm kranial und kaudal des Nabels in je zwei gleich lange Abschnitte von 3,6 cm unterteilt. Von Tier zu Tier wurde die Reihenfolge (Abb. 3 b) von durchtrennten und später genähten

und unverletzten Abschnitten gewechselt. Aus zwei Versuchstieren konnten wir somit theoretisch je eine genähte und eine gesunde linea alba auf ihre Reißfestigkeit untersuchen.

VAN WINKLE forderte, daß Nähte so fest sein sollen, wie das Gewebe normalerweise ist, das sie zusammenhalten sollen.

Nach NOCKEMANN muß die Naht Kräften wie dem Eigengewicht der durchtrennten Gewebsteile, der Elastizität und Eigenspannung angrenzender Gewebsabschnitte, die die Wunde zum Klaffen bringen, sowie schädigenden Gewalten von außen entgegenwirken, bis die Wunde eine ausreichende Narbenfestigkeit erreicht hat. Die Widerstandsfähigkeit hierzu beruht im wesentlichen auf der Festigkeit des Nahtmittels und der Knotenzuverlässigkeit der Nahttechnik.

Die Naht darf aber auch die Wundheilung nicht stören, d.h. es darf keine übersteigerte Abwehrreaktion des Wundgewebes auftreten.

Die Gewebeverträglichkeit eines Fadens hängt ab:

- a) von der Dicke des Fadens und der Menge des versenkten Materials
- b) von chemischen Reizen von Fadenrohstoffen und Chemikalienrückständen.

Wir haben die Faszie mit einer Einzelknopfnah mit dem Polyesterfaden Mersilene^R O/O genäht.

Die Fäden sollten so dünn als möglich sein, um schädigende Einflüsse zu verringern, während die Einzelknopfnah schon deshalb gewählt werden mußte, weil wir die linea alba zu den Reißfestigkeitsuntersuchungen in 11 Streifen aufteilten, die zum Vergleich mit zwei belassenen Nähten (in Versuch 1 sogar direkt nach der Operation) oder ohne Fäden getestet wurden.

In einer Aufstellung zeigt NOCKEMANN, daß synthetische Nahtmaterialien in der Gewebeverträglichkeit lediglich von Tantal und Stahl übertroffen werden.

Dagegen ruft Catgut eine erhebliche Entzündungsreaktion durch die Resorption des Nahtmaterials hervor. Diese Entzündungen beeinflussen den Heilungsverlauf. HOWES fand bei Magenwandinzisionen bei Ratten eine bessere Heilung der Wunde mit einer Seidennaht als mit einer Catgutnaht. Das gleiche Ergebnis fand BOTSFORD, der die beiden Nahtmaterialien in der Beeinflussung der Heilung von Hautwunden untersuchte.

NELSON (1951) zeigte eine Abnahme der Gewebsreaktion bei Abdominalwunden von Kaninchen in der Reihenfolge von Catgut zu Seide und von Seide zu Stahldraht.

Um die Menge des versenkten Fremdkörpers möglichst gering zu halten, bevorzugt NOCKEMANN die fortlaufende Naht. Diese Methode birgt aber die Gefahr von Gewebsstrangulationen in sich.

Es kommt zu einem Einschneiden der Nähte und zu Durchblutungsstörungen im Wundbereich. Die Folge davon können Infektionen, Nekrosen und Nahtdehissenzen sein (Lindner).

Wie oben erwähnt mußten wir aus meßtechnischen Gründen die Einzelknopfnahnt verwenden, da in einem Teil unserer Untersuchungen die Nähte während des Festigkeitstestes belassen wurden. Von Vorteil für uns war, daß der locker geknüpften Einzelknopfnahnt eine größere Festigkeit als der fortlaufenden Naht zugesprochen wird (PRESTON 1940).

Große Anforderungen wurden dabei (besonders Versuch 1 und 2) an die Festigkeit des Nahtmaterials an sich und an eine gute Knüpfbarkeit des Fadens gestellt. Ein Maß für diese Eigenschaften ist die Knotenreißkraft. Sie stellt die wichtigste physikalische Nahtmaterialeigenschaft dar. In der Regel beträgt sie nur 50% der Linearreißkraft (LINDNER).

Die Knotenreißfestigkeit der Polyesterfäden wird lediglich von Stahldraht übertroffen.

Daher erlauben präzisionsgeflochtene Polyesterfäden Arbeiten mit feineren Fäden als bisher (LINDNER).

In Vorversuchen hatte sich ein Abstand der Nähte zueinander von 0,6 cm bewährt. Dieser reichte aus, um die Wundränder gut zu adaptieren. Die Ein- und Ausstichstellen der Nähte befanden sich 0,5 cm vom Wundrand entfernt. Ohne die Durchblutung des Wundrandes wesentlich zu beeinflussen, konnten die Wundränder adaptiert werden. PRESTON fand eine Schwächung der Wunde durch zu weit gefaßte Wundränder. Diese rollten sich ein, sodaß die Schnittflächen sich nicht vollständig berührten.

Nach NELSON (1951) verringerten neben einer Infektion zu fest angezogene Nähte die Festigkeit einer Wunde. Ebenso wie PRESTON spricht sich MICHEL für eine möglichst durchblutungsgerechte, nicht zu feste Adaptation der Wundränder aus. TAUBER u. MIT. nähten Wunden mit verschiedener Fadenspannung. Die Durchblutung des Wundbereiches wurde thermographisch dargestellt, und man fand, daß sämtliche Stadien der Wundheilung bei locker geknüpften Nähten schneller durchlaufen werden als bei fest angezogenen.

Die Fäden wurden mit einem einfach überschlungenen Knoten, der gegenläufig noch mit einem dritten Knoten abgesichert wurde, verknüpft. Damit konnten wir nach PENSHORN (1967) im Vergleich zum gleichstarken doppelt überschlungenen Knoten die Menge des implantierten Fremdgewebes klein halten.

Der Forderung PENSHORN'S folgend wurden die Fadenenden im Abstand von 5 mm zum Knoten abgeschnitten.

Bei allen Operationen wurde auf eine gleichbleibend genaue Operationstechnik geachtet, was laut SANDBLOM (1944) wesentlich die Streubreite der Ergebnisse beeinflusst.

5.1.4. Messung der Festigkeit der Wunde und des unverletzten Gewebes

5.1.4.1. "Tensile Strength" und "Breaking Strength"

Wie aus der Einleitung ersichtlich gibt es eine Vielzahl von Methoden zu Festigkeitsuntersuchungen von Narben und gesundem Gewebe. 1929 setzte HOWES den postoperativen Anstieg der Wundfestigkeit in Relation zu Zelldifferenzierungen im Wundgebiet und somit zur Wundheilung. Seither werden tensiometrische Untersuchungen allgemein zur Darstellung von Wundheilungsverläufen durchgeführt und anerkannt.

Ebenso vielgestaltig wie die verschiedenen Meßgeräte sind die Meßmethoden. Dies ist insofern von Bedeutung, da trotz der Problematik der Übertragbarkeit von Ergebnissen von Tierexperimenten auf die Wundheilung des Menschen, die Festigkeit des heilenden Gewebes Aussagen über die Brauchbarkeit von Methoden und Material aus den Bereichen Wundversorgung und Wundheilung zuläßt.

Problematisch ist allerdings der direkte Vergleich von Ergebnissen verschiedener Autoren. Besonders deshalb, weil in der diesen Themenkreis behandelnden medizinischen Literatur kein einheitlicher Sprachgebrauch herrscht. Gerade die zu messende Größe muß klar definiert und abgegrenzt sein, soll sie in Relation zu anderen Ergebnissen gesetzt werden.

VANWINKLE hat sich 1970 und 1972 mit diesem Problem auseinandergesetzt und folgende Definitionen festgelegt

"bursting strength": Kraft, die notwendig ist, eine Wunde platzen zu lassen.

"breaking strength": zum Zerreißen notwendige Kraft pro Einheitsbreite der Probe, die aber unabhängig von der Gewebsdicke ist.

"tensile strength": zum Zerreißen notwendige Kraft pro Querschnitt der Probe.

Im deutschen Sprachgebrauch kann man die Begriffe Zerreißdruck für "bursting strength", Zugspannung oder Reißkraft für "breaking strength" und Zugfestigkeit für "tensile strength" verwenden.

Er erläutert die letzten beiden Begriffe folgendermaßen: Die "breaking strength" gleichlanger Hautwunden an verschiedenen Körperregionen kann infolge unterschiedlicher Dicke der Haut variieren. Die "tensile strength" muß aber, wegen ihres Bezuges zum Querschnitt der Probe, konstant bleiben.

Die "breaking strength" einer Wunde kann ansteigen, wogegen deren "tensile strength" wegen der Dickenänderung des Narben- oder Wundgewebes fallen oder konstant bleiben muß. Es sagt weiterhin, daß infolge einer Dickenzunahme der Haut bei steigendem Alter die "breaking strength" ansteigen muß. Die "tensile strength" dürfte seiner Ansicht nach keinen Anstieg verzeichnen.

LEVENSON (1965) zeigt aber in Abb. 3 seiner Arbeit "The healing of rat skin wounds", daß mit zunehmendem Gewicht sowohl die Kurven der "tensile strength" als auch die der "breaking strength" ansteigen.

Dieses seinen theoretischen Überlegungen konträre Ergebnis führt VAN WINKLE auf eine absolute Festigkeitssteigerung der Haut bei gleichzeitiger Dickenzunahme zurück.

Um die Ergebnisse vergleichen zu können, verlangt er die Bestimmung der "tensile strength".

Vom klinischen Standpunkt aus interessiert den Chirurgen jedoch üblicherweise die "breaking strength".

"bursting strength" bezieht sich vor allem auf Tests von Wunden in vivo oder in Hohlorganen, die durch einen eingeführten und aufgeblasenen Gummiballon zum Platzen gebracht werden. Dies hat zweifellos den Vorteil, daß die Wunde an ihrer schwächsten Stelle einreißt. WOLARSKY (1972) spricht sich gegen die anderen Bestimmungen aus und will mit Ermittlung der bursting strength "Zufälligkeiten bei der Wahl der Teststreifen ausklammern". Werden aber mehrere Proben gerissen, so werden die von ihm bemängelten Zufälligkeiten durch eine Statistik eliminiert. Wir erfassen eine größere Breite von Werten und erfahren so mehr über den Vorgang der Wundheilung. LOCALIO u. MIT. (1943), SAVLOV und DUNPHY (1954), NISHIHARA (1958) und PRUDDEN (1957) sprechen von "tensile strength" haben aber im Sinne VAN WINKLES "bursting strength" bestimmt. HARKNESS spricht in diesem Zusammenhang sogar von "breaking load".

Noch wesentlich vielfältiger und verworrener sind die Definitionen und Meßmethoden bei der Bestimmung der "tensile strength" verwendet worden. Neben einer Verwechslung des Begriffes "tensile strength" mit "bursting strength" oder "breaking strength" im Sinne V. WINKLES, entsprechen viele Autoren (besonders in jüngeren Arbeiten) in ihren Forderungen insofern denen VAN WINKLES, indem sie der zum Zerreißen notwendigen Kraftgröße eine Bezugsgröße zuordnen. Diese nimmt aber vielerlei Gestalt an. Nach HOLM-PEDERSEN (1972) bieten sich dafür folgende Möglichkeiten an:

- a) Wundquerschnitt
- b) Kollagengehalt des Wundquerschnittes
- c) Kollagengehalt der Oberfläche

Während HOWES 1929 nur auf eine gleichbleibende Breite seiner Proben achtet und somit "breaking strength" mißt, obwohl er von "tensile strength" spricht, bestimmt er 1939 und 1972 ebenso wie HOLM-PEDERSEN (71, 72), ADAMSONS (1970), GEEVER (65) und DOUGLAS (1966) den Querschnitt und bezieht

wie auch die anderen aufgeführten Autoren im Sinne VAN WINKLE seine Kraftgröße auf den Probenquerschnitt.

Sinngemäß verhalten sich auch DUNPHY (55) und VILJANTO (64) indem sie zwei implantierte Zelluloseschwämme nach einer bestimmten Heilungsdauer aus dem Wundbereich herausoperieren, die Fäden entfernen und dann die zum Trennen der beiden mit Narbengewebe durchwachsenen Schwämme notwendige Kraft bestimmen.

Im Zuge der Erkenntnis, daß "die "tensile strength" eine Funktion der Kollagenformation und nicht der Fibroblastenvermehrung ist" (DUNPHY 1955) (ebenso HUNT 1973 oder ADAMSON 1964: Wundkollagen steht in direkter quantitativer Beziehung zur "tensile strength"), tritt die Bestimmung des Wundkollagengehaltes als Bezugsgröße immer mehr in den Vordergrund.

HOLM-PEDERSEN (72) bezieht bei seinen Messungen die Festigkeitsparameter auf den Kollagengehalt der Hautoberfläche. Er bestimmt diesen aus einem 2x2 mm großen Hautstück, da nach seiner Auffassung der Kollagengehalt des unverletzten nicht entzündeten Gewebes den funktionellen Teil darstellt, der nach der Inzision zu heilen ist. Den Kollagengehalt der Wunde zu berücksichtigen lehnt er ab, da dieser verfälscht sein könnte (z.B. durch benachbartes Gewebe).

Eine Rechtfertigung für diese Methode sieht er in der Schwierigkeit der Querschnittsbestimmung wegen der Inhomogenität des Gewebes. "Auch ist der Querschnitt funktionell unbedeutend, da Grundsubstanz, Entzündung und Ödeme die Dicke der Wunde beeinflussen aber nicht die Festigkeit bestimmen (HOLM-PEDERSEN)".

DUNPHY (55) und SANDBLOM bestimmen den Kollagengehalt entweder aus Wundproben oder aus während der Heilungsdauer implantierten Schwämmen, indem sie mit chemischen Untersuchungsmethoden die Konzentration von Hydroxyprolin, welches

eine Trägeraminosäure des Kollagen darstellt, bestimmen.

Von "einer ganz neuen" Definition der "tensile strength" berichtet NELSON (1951). Er setzt die erhaltenen Festigkeitswerte von genähten Wunden auf einer Seite des Tieres in Relation zu den Werten unverletzter Kontrollproben auf der gegenüberliegenden Bauchseite. Er mißt also zweimal "breaking strength" und bewertet dann den Wundwert im Verhältnis zum Normwert.

Wie bereits oben erwähnt, wird "tensile strength" sehr oft mit "bursting strength" verwechselt. WOLARSKY (62) definiert z.B. "tensile strength" als Zerreißdruck in mm Hg.

Vor allem bei älteren Arbeiten wurde von "tensile strength" Messungen gesprochen, obwohl lediglich auf eine konstante Breite der Gewebeproben geachtet wurde. Nach der Definition VAN WINKLES ist also in diesen Fällen (HOWES 1929, BOTSFORD 1941, SANDBLOM 1944, SANDBLOM 53, BRUNIUS, ZEDERFELDT 67) "breaking strength" gemessen worden.

Aus dieser Aufstellung geht zweifellos hervor, daß bisher keine eindeutige und normierte Sprachregelung in der medizinischen Literatur für den Themenkreis "Festigkeitsuntersuchungen bei Wundheilungsvorgängen" gefunden oder eingehalten wurde. Dies hat natürlich keinen Einfluß auf die Ergebnisse einer Untersuchung an sich. Äußerst problematisch ist es aber, Werte und Ergebnisse verschiedener Untersuchungen direkt miteinander zu vergleichen. Außerdem können die erzielten Werte selbst bei gleicher Meßmethode noch durch eine Vielzahl von Faktoren, wie später noch dargestellt wird, beeinflußt werden.

Will man aber mit den Ergebnissen einer Arbeit Zusammenhänge und Tendenzen aufzeigen, und das ist letztlich von besonderem klinischen Interesse, so kommt es weniger auf die Art der Methode an, sondern vielmehr darauf, daß diese konsequent

eingehalten wird. In diesem Zusammenhang muß besonders auf schwierige und umfangreiche Bestimmungen von Bezugsgrößen hingewiesen werden.

Bei derartig inhomogenem Material wie tierischem oder menschlichem Gewebe ist es außerordentlich schwer, die Dicke einer Wunde zu messen. Diese kann sich zeitlich durch Entzündung, Ödeme oder Verhärtungen verändern. Der Wassergehalt der Zellen, zu beobachten u.a. nach Exzision der Proben, verändert die Dicke der Wunde, ohne aber die, die Festigkeit bestimmenden Faktoren, beeinflussen zu können.

Laut DUNPHY (1955) und anderen Autoren (z.B. SANDBLOM 1963, ADAMSONS 1964, DOUGLAS 1966) ist die Festigkeit einer Wunde auf die Qualität und Quantität der Kollagenfasern zurückzuführen. STRUCK (1973) sieht die Belastbarkeit einer Wunde ebenso durch die Regeneration der kollagenen Fasern gegeben.

Wenn sich die Dicke einer Wunde nicht eindeutig messen läßt, und einer der oben genannten Faktoren noch auf die Wunddicke zur Zeit des Tests veränderlich einwirkt, kann eine "tensile strength" Bestimmung nicht für geeignet erklärt werden. Es muß dann die "breaking strength" ermittelt werden. Besonders aber der eindeutige klinische Bezug spricht für eine "breaking strength" Messung.

Diese Meinung vertritt auch VAN WINKLE. Nur relativ wenige Autoren haben aber dementsprechend echte "breaking strength" gemessen (NELSON 1967, GEEVER 1965, LEVENSON 1965, TAUBER 1974, 1975).

5.1.4.2. Faktoren, die die Messung beeinflussen

Wir hatten die Inzisionen entlang der linea alba plaziert, in einem Gewebe also, das im Vergleich zu Haut oder Magen-

wand relativ homogen erscheint. Versuche, die Dicke der linea alba mit einer kleinen Schiebelehre vor dem Reißen zu messen, mußten wegen zu ungenauer Ergebnisse aufgegeben werden. Dies lag vor allem daran, daß eine direkt an der linea alba inserierende Faszienhaut wegen der Verletzungsgefahr der linea alba nicht exakt abpräpariert werden konnte. Der winzige, belassene Rest störte dann wiederum den Meßvorgang. Einige Millimeter seitlich der linea alba zu messen, war wiederum wegen der Inhomogenität des Materials nicht möglich.

Mit der gleichen Methode hatte HOWES (72) offensichtlich Erfolg, indem er die Dicke des Wundrandes mit einem Mikrometer maß.

In seiner Arbeit aus dem Jahre 1939 hatte HOWES die Proben mit einer stets gleichbleibenden Kraft von 100 pond vorgespannt und dann die Dicke der Wunde gemessen.

ADAMSONS u. Mit. (1970) hatten ebenfalls Schwierigkeiten den Querschnitt der feuchten unfixierten Proben zu messen. Er bestimmte ihn deshalb aus dem Gewicht der stets feuchten und gleichgroßen Probe und deren Dichte. Die spezifische Dichte errechnete er wiederum aus dem Gewicht der feuchten Probe und der verdrängten Menge destillierten Wassers in einem Meßzylinder.

Trotz dieser drei Beispiele überwiegt aber bei vielen Autoren die Ansicht, daß eine befriedigende Methode zur Dickenmessung einer Gewebprobe nicht vorgeschlagen werden kann (GEEVER 65, VAN WINKLE 70, u.a.).

Auf Grund der bisher aufgeführten Argumente und Erfahrungen und besonders wegen des direkten klinischen Bezuges hatten wir uns dafür entschieden, "breaking strength" zu messen. Anstelle von "breaking strength" soll bei der weiteren

Abhandlung das Wort Reißkraft, die ein Maß für die Reißfestigkeit des untersuchten Gewebes ist, verwendet werden.

Auf die Größe der Reißkraft können sich eine Unmenge von Faktoren negativ auswirken und so zu einer großen Fehlerbreite führen. Um dies zu verhindern, wurde von Anfang an größte Aufmerksamkeit auf möglichst gleichmäßiges und sorgfältiges Arbeiten gelegt. SANDBLOM (44) sieht schon eine Möglichkeit der Fehlereinschränkung darin, daß der gleiche Operateur stets von der gleichen Seite her operiert.

Definitionsgemäß müssen bei der Bestimmung der Reißkraft die Proben stets die gleiche Breite haben. Um dieser Forderung nachzukommen, haben einige Autoren eine Stanze mit mehreren Klingen (ADAMSONS 63, 70) oder ein zweiblättriges Skalpelli (DOUGLAS 63, HOLM-PEDERSEN 72) verwendet. Wir inzidierten die linea alba von beiden Seiten der Probe her stets bis auf einen Testbereich von 1 cm. Eine eigens dafür hergestellte Stanze, deren Klingen den gewünschten Abstand voneinander hatten, bewährte sich allerdings nicht. Je dicker die linea alba (z.B. bei älteren Kaninchen) war, desto mehr Gewebe drückte sich trotz Fixierung der Probe während des Stanzens in die Aussparung, so daß der Teststreifen immer etwas zu lang geriet.

Bessere Ergebnisse erzielten wir, indem wir an der leicht fixierten Probe unter wiederholtem Nachmessen der linea alba von beiden Seiten mit einem Skalpelli auf die gewünschte Testbreite einschnitten.

Vor dem Einspannen der Probe (s. Abb. 4) wurden die beiden Halteklemmen so zusammengefahren, daß ihre Kanten parallel zueinander verliefen, und die Probe möglichst nahe aber im gleichen Abstand zur linea alba, faßten. Dieser Abstand der beiden Klemmen zueinander und somit zur linea alba, auf der stets mit gleicher geringer Vorspannung fixierten Probe, wurde immer konstant gehalten.

Bei seinen Untersuchungen hatte NAGY (71) verschiedene Probereiten getestet. Seine Festigkeitswerte wiesen eine geringe Standardabweichung auf, wenn die Probe breiter als die sie haltende Klemme war, im Gegensatz zur umgekehrten Anordnung.

Wir unterdrückten diesen Effekt durch den geringen Abstand der beiden Klemmen zueinander und durch das Einschneiden der linea alba von beiden Seiten. Dadurch wurde die Kraft auf den zu testenden Abschnitt konzentriert, und die Probe riß entlang der linea alba. Bei einigen Proben, die gerade die notwendige Breite hatten und deshalb nicht mehr inzidiert werden mußten, riß die Probe neben der linea alba ein, da diese wegen der Verflechtung und Konzentration der Kollagenfasern fester als das benachbarte Gewebe war. Die Werte der Reißkraft waren wesentlich geringer als bei exakten Reißversuchen und wurden bei der Auswertung nicht berücksichtigt.

Der gleiche Fehler trat auf, wenn die Probe nicht im rechten Winkel zu den Klemmen eingespannt war. Die Reißkraft konzentrierte sich dann auf eine Seite der Probe, von wo sie bei geringem Kraftaufwand bis zur nächsten Seite durchriß. Derartig erzielte Werte wurden ebenfalls eliminiert.

DOUGLAS gibt noch zwei weitere Fehlerquellen an, die meistens vorhanden sind und sich nicht abschätzen lassen.

Durch große Versuchsserien und die statistische Auswertung können aber auch diese beherrscht werden. Es sind dies Perforationen durch das Setzen und Entfernen der Nähte, sowie durch ein Klaffen der Wunde, infolge eines Einschneidens der Nähte in die Faszie entstandenen Lücke, die durch faseriges Gewebe ausgefüllt wird, welches sicherlich nicht die Festigkeit einer exakt verheilten Wunde erreicht.

Um bei Tests mit belassenen Fäden Zufälligkeiten weitgehend zu eliminieren, wurden zwei Fäden pro Probe belassen. Durch die Einzelknopfnähte wird die Reißkraft auf die Stellen zwischen den beiden Einstichen konzentriert. Wegen der Unelastizität des Nahtmaterials schneidet der Faden während des Reißens das Gewebe ein. Nach einer gewissen Zeit reißt die Wunde, während der Faden dann noch die Faszie bis zum Wundrand durchschneidet. Durch den gleichweiten Stichabstand beiderseits der linea alba ist ein gleich langer Schneideweg der Fäden während des Reißvorgangs gegeben.

5.1.4.3. Messung der Festigkeit der Proben

Wie bereits in der Einleitung dargestellt wurde, gibt es prinzipiell zwei verschiedene Meßgeräte.

Distensionstensiometer eignen sich ausschließlich zur Bestimmung der "bursting strength". Der schwächste Punkt der ganzen Wunde bestimmt den Zeitpunkt des Aufgehens der Narbe.

Gravitationstensiometer gibt es in zwei Modifikationen. Sie eignen sich zur Messung von "tensile strength" und "breaking strength". Ihnen ist gemeinsam, daß die Kraft einachsrig an der Probe angreift. Diese Kraft ist auf ein Gewicht als solches oder das Gewicht einer Flüssigkeit zurückzuführen. Durch gleichmäßiges Zulegen von Gewichten oder gleichmäßigen Flüssigkeitszufluß kann das Gesamtgewicht und somit die ziehende Kraft erhöht werden. Dabei hat der konstante Flüssigkeitszufluß den Nachteil, daß nach Zerreißen der Probe immer noch eine gewisse Flüssigkeitsmenge nachläuft, die sich zu dem zum Zeitpunkt des Reißens tatsächlich vorhandenen Wert addiert. Beide Methoden haben aber den Nachteil, daß lediglich der Endpunkt des Reißvorganges bestimmt werden kann.

Wir verwendeten deshalb einen Tensiometer, der in der Physik

für Streckversuche verwendet wird, und der mit konstanter Geschwindigkeit von 0,5cm/min (s. Abb. 4) die Probe in einer Richtung dehnte. Eine solche Meßapparatur wurde in der neueren Literatur von mehreren Autoren (GEEVER 65, NELSON 67, LICHTENSTEIN 70, HOLM-PEDERSEN 71/72) mit gutem Erfolg verwendet. Wie aus Abb. 5 ersichtlich arbeitet die Anlage linear und ist somit in der Lage, das elastische Verhalten bestimmter Stoffe aufzuzeigen. Damit gilt das Hooke'sche Gesetz, das besagt, daß der Betrag der Dehnung, den ein elastischer Körper erfährt, direkt proportional zur angreifenden Kraft ist. Während des Dehnversuches wurde die Kraft gemessen und gleichzeitig eine Kraft-Dehnungskurve von einem Schreibgerät aufgezeichnet (s. Abb. 11).

Nach einem gewissen Grad der Dehnung geht die Kurve von einer Krümmung in eine "Gerade" über und nähert sich der Grenze der elastischen Verformbarkeit.

Bis dorthin ändert die wachsende Spannung die Gestalt des Körpers reversibel (s. Abb. 11). Wird das Gewebe weitergedehnt, verläßt die Kurve den annähernd linearen Bereich und nähert sich dem Punkt der maximalen Spannung, die es auszuhalten imstande ist. Eine weitere geringfügige Dehnung führt zur irreversiblen Deformation, zum Einreißen des Gewebes. Daraufhin fällt die Kurve steil ab, um sich nach vollständiger Separation der Ausgangslinie wieder zu nähern.

An den weitestgehend linearen Bereich der Zug-Dehnungskurve legten wir eine Ausgleichsgerade. Der Tangens des Winkels α (s. Abb. 11), den diese mit der Abszisse bildete, lieferte uns den Wert des Elastizitätsmoduls ($E\text{-Modul} = \tan \alpha$), wobei die Kraft auf den Anfangsquerschnitt der Testprobe bezogen war. Die nach dieser Methode erzielten Ergebnisse waren jedoch unbefriedigend. Dies lag sicherlich einerseits daran, daß das getestete Gewebe zu inhomogen war, andererseits wohl daran, daß sich der Querschnitt meßtech-

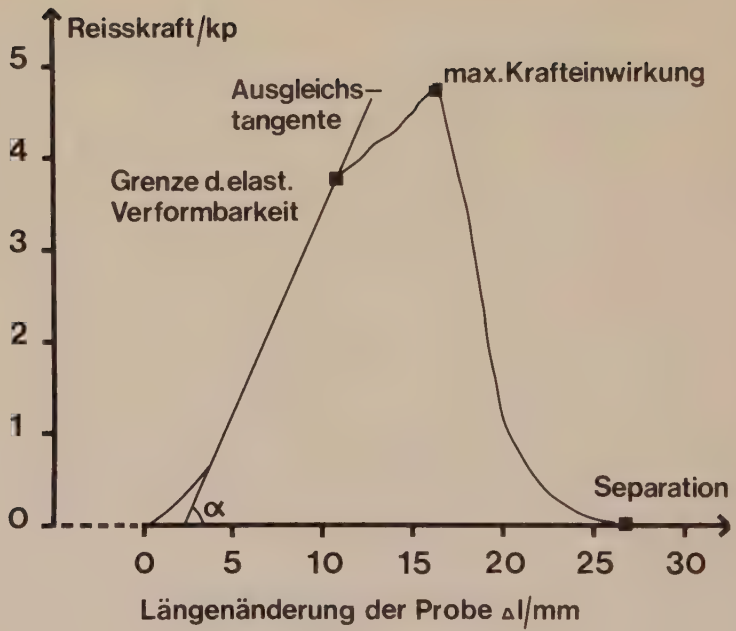


Abb. 11:

Zug-Dehnungsdiagramm

nisch nicht sicher bestimmen lies. Äußeres Zeichen dafür waren die oftmals einer Geraden recht unähnlichen Anstiegs-schenkel der Kurven.

Wir bestimmen deshalb am Wendepunkt der Kurve, dem Punkt der maximalen Spannung, die dazu aufgewendete maximale Krafteinwirkung, die der maximalen Reißfestigkeit der getesteten Probe entspricht. Im Bereich zwischen dem Punkt der Grenze der elastischen Verformbarkeit und dem Punkt der maximalen Krafteinwirkung, war oftmals ein gezackter Verlauf der Kurve zu beobachten. Diese kleinen Zacken sind sicherlich Ausdruck des Durchreißens der die Festigkeit bestimmenden kollagen Faserbündel. Makroskopisch waren im Narbenbereich kurze Zeit darauf kleine punktförmige Perforationen zu beobachten. Angesichts der Inhomogenität des getesteten Gewebes und der Vielzahl der Fehlermöglichkeiten sind die erzielten Ergebnisse recht zufriedenstellend, streuen doch auch die Werte von Streckversuchen in der Physik mit homogenen Materialien. Im Rahmen seiner Vorversuche hatte DOUGLAS (63) 1 cm breite Papierstreifen getestet und erhebliche Unterschiede in der Reißfestigkeit der Proben gemessen.

5.2. Reißfestigkeit in Abhängigkeit von der Lokalisation der Gewebprobe

Im Rahmen der Untersuchungen über Narbenfestigkeit in ihrer Wechselwirkung zu Nahtmaterial und OP-Technik und deren Einflüsse auf den Heilungsprozeß wird oftmals vergessen, sich über die normale Festigkeit des zu testenden Gewebes zu informieren. Nur mit Hilfe dieser Information ist aber eine korrekte Diskussion der Ergebnisse möglich.

Nach VAN WINKLE sind Haut und Faszien festere Gewebe als Gewebe von Magen und Eingeweide oder gar Harnblase. Er weist aber auch darauf hin, daß die Festigkeit in einem Organ (z.B. Kolon) variieren kann.

BOTSFORD (1941) zeigte, daß sich die Reißfestigkeit von Wunden an verschiedenen Stellen an einem Tier weniger unterscheiden, als dies bei gleich lokalisierten Wunden an verschiedenen Tieren einer Gattung der Fall ist. Bei ihren Untersuchungen mit Meerschweinchen fanden ADAMSONS u. MIT. (63) unterschiedliche Festigkeitswerte bei paramedianen Bauchwandproben. Die Festigkeit steigt fast linear von kaudal nach kranial an.

1963 testete DOUGLAS Wunden auf der lumbodorsalen Aponeurose von Kaninchen. Er testete zu einer Wunde aus der oberen und der unteren Hälfte des Rückens je eine Kontrollprobe von der gegenüberliegenden Seite. Sowohl die Normwerte als auch die Festigkeitswerte der Wunden waren in der unteren Hälfte weniger fest als in der oberen Hälfte.

Entlang der linea alba (s. Abb. 3 und 6) hatten wir bei den Normwerten ein deutliches Festigkeitsmaximum in der Nabelregion gefunden. Dies steht im absoluten Gegensatz zu den Ergebnissen von ADAMSON und DOUGLAS.

Vom kaudalen Ende der linea alba bis zum Nabel war, den Beobachtungen der beiden Autoren entsprechend, ein Anstieg der Reißfestigkeit zu verzeichnen. Von der Nabelregion bis zu Probe 1 allerdings blieben die Werte im Rahmen der Meßgenauigkeit konstant. Ein deutlich niedrigeres Festigkeitsniveau an den Enden der linea alba (nahe Sternum (O1) und Symphyse (O3)) läßt sich auf die, im Vergleich zum dazwischenliegenden Anteil der linea alba wesentlich geringere Homogenität des Gewebes, was makroskopisch zu beobachten war, zurückführen.

Wie bereits oben erwähnt wurde, wird die Festigkeit eines Gewebes auf die Quantität und Qualität, sowie auf die Anordnung der Kollagenfasern (DUNPHY, VAN WINKLE, u.a.) zurückgeführt. Demzufolge müßte nach unseren Beobachtungen in der Nabelregion zunächst eine bessere Organisation oder Verflech-

tung der Kollagenfasern ausschlaggebend für die erhöhte Reißfestigkeit sein.

Angeichts der Abweichungen der Festigkeitsrate der Proben 01, 02, 03 haben wir diese Proben bei weiteren Untersuchungen unberücksichtigt gelassen. Wegen der Gleichmäßigkeit ihrer Normwerte bietet sich die linea alba im Bereich der Proben 1 bis 4 für Untersuchungen an.

Kaudal des Nabels entspricht der Wert der Reißkraft der Probe 7 den Werten oberhalb des Nabels. Die prozentualen Abweichungen der Werte der Proben Nr. 5, Nr. 6 und Nr. 8 von dem kranial des Nabels gefundenen Festigkeitsniveau ermitteln sich im Rahmen der Meßgenauigkeit auf diesen Wert. Somit können auch die Proben Nr. 5 bis Nr. 8 für Untersuchungen verwendet werden.

Bei inzidierten, genähten und unverheilten Proben fanden wir keinen signifikanten Unterschied der Reißfestigkeitswerte (s. Abb. 6). Die Haltbarkeit der Nähte und des Knotens alleine bestimmen also die Festigkeit des Wundverschlusses.

Dieses Ergebnis wird prinzipiell von LICHTENSTEIN (70) bestätigt. Er fand eine konstante Festigkeitsrate von 70 % des Normwertes vom 1. - 60. postoperativen Tag. Er folgert daraus, daß bis zur 8. postoperativen Woche die Narbenfestigkeit keinen, auch keinen additiven Einfluß auf die Festigkeit der genähten Wunde hat.

Für die genähten Proben hatten wir eine Reißfestigkeit von 57,7 % zum Normwert erhalten. Der Unterschied zu den 70 % LICHTENSTEINS kann daher stammen, daß er die muskulofasziale Bauchwand von Kaninchen für seine Versuche verwendete. FAST u. MIT. (47) hatten nach dem Nähen eine Reißfestigkeit von 40 % der unverletzten Bauchwand der Gegenseite gefunden. Der Unterschied zu den Ergebnissen von LICHTENSTEIN und uns mag darin begründet sein, daß FAST, NELSON und DENNIS keine

Rücksicht auf Geschlecht und Gewicht der Versuchstiere nahmen. Weiterhin nähten sie mit Seidenfäden der Stärke 000 und 0000 bei einem Stichabstand von lediglich 2 mm zum Wundrand.

5.3. Reißfestigkeit und Gewicht (Alter)

Eine Zunahme der Gewebefestigkeit von kleinen zu größeren Tieren führten HOWES (39) und SANDBERG (63) auf die unterschiedliche Dicke der Haut zurück.

Die Reißfestigkeit von Rattenhaut vervierfacht sich nach VAN WINKLE (70) mit steigendem Alter. Er führt dies auf eine Zunahme der Hautdicke und damit auch des Kollagengehaltes zurück.

Ebenfalls bei unverletzter Rattenhaut fand LEVENSON (65) einen linearen Anstieg der Reißfestigkeit zum Gewicht. Er konnte allerdings keine Abhängigkeit der Festigkeitszunahme zur Hautdicke oder zum Wassergehalt der Haut feststellen. Im Gegensatz dazu bestand ein Zusammenhang zwischen der Festigkeit und dem Hydroxyprolingehalt der Proben. Dies unterstützt seiner Meinung nach die Theorie, daß primär die Kollagenfasern für die Festigkeit eines Gewebes verantwortlich sind.

Bei jungen Kaninchen fand DOUGLAS (63) eine geringere Reißfestigkeit der lumbodorsalen Aponeurose als bei alten Tieren. Dies entspricht unseren Ergebnissen, die sowohl bei unverletzter als auch bei inzidierten, genähten aber unverheilten linea alba einen Anstieg der Reißfestigkeit mit steigendem Gewicht ergaben. Der Anstieg der Werte von jungen Kaninchen (2,5 kg und 3,0 kg) zu alten (3,5 kg und 4,0 kg) betrug 24 % für Normwerte und 19 % für die genähten unverheilten Proben. Der Unterschied von 5 % liegt innerhalb der Meßgenauigkeit, so daß prinzipiell eine möglichst enge Einschränkung der Gewichtsklassen bei tierexperimentellen Untersuchungen gefordert werden muß. Dies wird unterstützt durch die Tatsache,

daß wir bei diesem Versuch eine große Streubreite der Werte hatten, obwohl wir lediglich die besonders günstigen Proben Nr. 1 bis Nr. 4 getestet hatten.

Problematisch ist es sicherlich, die Füllung des Magen- Darmkanals abzuschätzen. Zeitpunkt und Art der Fütterung sollten aber bei dem Wiegen der Tiere berücksichtigt werden.

Daß man erfahrungsgemäß recht gut von dem Gewicht der Kaninchen, besonders bei gleichbleibender Fütterungsmethode, auf deren Alter schließen kann, wurde bereits erwähnt.

GEEVER u. MIT. (65) untersuchten Hautwunden von Meerschnecken. Eine signifikante Beziehung zwischen dem Gewicht der Tiere und der Reißfestigkeit entdeckten sie nicht.

Die These, daß das Alter der Versuchstiere in die Auswertung von Untersuchungen eingehen muß, unterstützt auch HOLM-PEDERSEN (72). In seiner Kritik an den Ergebnissen FORRESTER'S (69), der nach 20 Tagen eine größere Festigkeit der Wunde als die der gesunden Haut entdeckt hatte, bemängelt HOLM-PEDERSEN, daß weder das Alter der Versuchstiere noch das Altern während der Versuchsdauer von 150 Tagen berücksichtigt wurde.

5.4. Festigkeit der Wunde nach 21 Tagen Heilungsdauer

Von großem Interesse für den Chirurgen ist die Frage, wie lange eine Naht zum Verschluß einer Wunde notwendig ist, und ob für eine bestimmte Wundart resorbierbares Nahtmaterial verwendet werden kann oder nicht?

Nach einer Vielzahl von tierexperimentellen Untersuchungen, scheint der 21. p.o. Tag von Bedeutung für eine Klärung dieser Fragen zu sein.

5.4.1. Physiologie der Wundheilung

Nach DOUGLAS heilen tief inzidierte Wunden in vier Abschnitten:

a) Phase der traumatischen Entzündung

Unmittelbar nach der Verletzung werden die Wundränder durch Fibringerinnsel zusammengeklebt. Entlang der Wundränder dilatieren bald darauf die Kapillaren, und es kommt zur Exsudation von Blutflüssigkeit in die interstitiellen Räume. Ein Wundödem bildet sich.

b) Destruktive Phase

Leukozyten und Makrophagen wandern in das Wundgebiet ein und reinigen die Wunde von nekrotischen und zur Regeneration unbrauchbarem Material.

Dies ersten beiden Abschnitte bilden die lag-Phase (Verzögerungsphase). Sie dauert bis zum 4. oder 6. Tag. Eine Reparation des Gewebes tritt bis dahin noch nicht ein.

c) Proliferationsphase

Neue Kapillaren sprossen in den Wundbereich ein. Fibroblasten orientieren sich entlang der Kapillaren und beginnen mit der Synthese von Kollagenfibrillen und Grundsubstanz. Im Verlaufe der Heilung wächst die Zahl der Fibrillen, während sich die Zellenanzahl verringert.

In dieser Zeit, vom 4. - 14. Tag p.o. hat die Reißfestigkeit ihre höchste Zuwachsrate zu verzeichnen (s. auch HOWES 1929).

d) Phase der Ausdifferenzierung und Reifung

Die Blutgefäße bilden sich zurück, während die Wunde schrumpft und blaß wird.

Die Kollagenfasern reifen und die Zahl der Fibroblasten verringert sich auf ein Minimum.

Zu dieser Zeit wächst die Reißfestigkeit weiter an, und zwar laut DOUGLAS bei Faszien über mehrere Monate.

5.4.2. Aufgabe des Nahtverschlusses nach 21 Tagen Heilungsdauer

Kenntnisse über den Heilungsverlauf von Faszien zu erlangen, ist von großer Bedeutung für Bauoperationen, da nach DOUGLAS 75 % der Festigkeit einer Bauchdeckenwunde von der hinteren Rektusscheide übernommen wird.

Aufgabe der Naht ist es, die Wunde gegen die an ihr angreifenden Zugkräfte zusammenzuhalten, bis das Narbengewebe genügend Festigkeit erlangt hat, diesen Zugkräften zu widerstehen.

In ihrer grundlegenden Untersuchung aus dem Jahre 1929 berichteten HOWES und HARVEY, daß beim Hund die Reißfestigkeit von Wunden in Muskel, Haut und Faszie nach einer lag-phase von 3 - 4 Tagen steil anstieg, und ein Maximum um den 14. Tag p.o. erreichte.

Bereits 1939 zeigten die gleichen Autoren, daß nach einer Phase des maximalen Anstiegs der Reißfestigkeit bis etwa zum 14. Tag eine zweite Anstiegsphase folgt. Das Gewebe erreicht aber nicht wieder die ursprüngliche Festigkeit.

In seiner Abhandlung "Tissue Repair" erklärt MC MINN dieses folgendermaßen: In den ersten 4 Tagen wird die Wunde nur durch Nähte, sowie in geringen Maßen durch Kohäsionskräfte der Zellen und des extrazellulären Gewebes der adaptierten Flächen zusammengehalten. Der Festigkeitsanstieg der Wunden ist abhängig von der Anlage und Ausdifferenzierung von Kollagenfasern.

Die Reißfestigkeit steigt zwischen dem 5. - 14. Tag rapide an, um dann für einige Wochen, allerdings weniger stark, weiter zuzunehmen. Die erste Anstiegsphase ist eine Folge der Kollagenanlage, die am 15. Tag endet.

Die 2. Phase ist nach V. WINKLE, auf ein intra- und inter-molekulares Überkreuzen und Umordnen während einer Auflösung und Neubildung der Kollagenfasern zu einem festen Netz zurückzuführen. MC MINN ist der Auffassung, daß die Wundfestigkeit von Haut und Faszie nie den Wert des unverletzten Gewebes erreicht.

Eine "Standartkurve" für Ratten ist nach HERNANDEZ-RICHTER durch eine schwache Zunahme der Reißfestigkeit bis zum 3.Tag gekennzeichnet, die bis zum 10. - 11. Tag rasch und danach nur noch gering ansteigt.

Für Faszien fand DOUGLAS (52), er verwendet die lumbodarsale Aponeurose von Kaninchen für seine Reißversuche, eine maximale Festigkeit nach 200 - 300 Tagen. Nach 21 Tagen hatten die Fasziennunden lediglich 20 % der Festigkeit des unverletzten Gewebes (Normwerte) erreicht. Diese geringe Heilungstendenz im Vergleich zur Haut (s.u.) führt DOUGLAS auf die äußerst geringe Durchblutung der Faszien zurück. Bei der Sehnenheilung dauert nach DUNPHY und JACKSON (62) die erste Phase des Festigkeitsanstiegs ebenfalls 14 Tage. Dabei werden 10 - 30 % der endgültigen Reißfestigkeit erreicht. Die 2. Phase dauert 3 Monate und länger. Eine sehr niedrige Reißfestigkeit von Rattenhaut fanden FORRESTER und Mit. (68) nach 20 Tagen Heilungsaue. Sie betrug nur 9 % des Wertes der unverletzten Haut. HOLM-PEDERSEN und VIIDIK (72) berichten lediglich, daß die Festigkeit der Hautwunden von Ratten nicht den Normwert erreicht.

Der sehr geringe Wert von 9 % mag entweder darauf zurückzuführen sein, daß FORRESTER auf einem Rattenrücken vier Wunden

gleichzeitig ausheilen ließ, oder aber, daß die Fäden bereits nach 7 Tagen entfernt wurden.

Muskelwunden von Meerschweinchen testeten ADAMSONS und ENQUIST (63). Mit in situ belassenen Fäden erreichte die Wunde nach 9 Tagen die Reißfestigkeit des unverletzten Muskelgewebes und stieg auf 110 % des Normwertes nach 21 Tagen. Bei entfernten Fäden betrug die Festigkeit am 21. Tag p.o. 90 % des Normwertes.

Die Nähte hatten nach dem 9. Tag keinen wesentlichen Einfluß mehr auf die Festigkeit.

Ihre Beobachtung erklärten die beiden Autoren damit, daß in Narbengewebe der Kollagengehalt größer war als in normalem Muskelgewebe.

1970 untersuchten ADAMSONS und KAHAN die Wundfestigkeit in Magenwand, Haut und Muskulatur von Kaninchen. Nach 21 Tagen hatten die Hautwunden 20 % des Normwertes erreicht, um bis zum 120. Tag p.o. langsam auf 45 % anzusteigen. In der gleichen Zeit erreichten die Muskelwunden 57 % des unverletzten Gewebes, während die Wundfestigkeit der Magenwand auf 120 % des Normwertes stieg.

Zur Erklärung wird dazu angegeben, daß Wunden in Geweben mit einer geringen natürlichen Reißfestigkeit schneller heilen als in Geweben mit hoher Grundfestigkeit, da diese zur Wiedergewinnung ihrer ehemaligen Festigkeit eine ausgeprägtere Kollagenreorganisation und Umbildung erfordern.

FAST, NELSON und DENNIS (47) untersuchten Bauchdeckenwunden von Kaninchen. Im Vergleich zu Kontrollwerten der unverletzten Körperseite fanden sie für die Wundproben mit in situ belassenen Nähten nach 14 Tagen eine Reißfestigkeit von 81 %. Sie stieg bis auf eine Dauer von 42 Tagen nicht weiter an.

In einer Veröffentlichung von 1951 geben NELSON und DENNIS 78,7 % der Reißfestigkeit des Normwertes nach 21 Tagen Heilungsdauer bei Abdominalwunden von Kaninchen an. Da der größte Festigkeitszuwachs in die Zeit vom 7. - 15. Tag p.o. fällt, endet nach ihrer Aussage die nützliche Rolle der Naht für Abdominalwunden nach 14 Tagen.

LICHTENSTEIN u. MIT. (70) untersuchten die muskulofasziale Bauchwand von Kaninchen lateral der linea alba auf ihre Reißfestigkeit. Vom 1. bis zum 60. Tag p.o. beträgt ihre Reißfestigkeit mit Naht in situ etwa 70 % der Festigkeit des intakten Gewebes. Nach 21 Tagen beträgt die Reißfestigkeit der Proben mit belassenen Fäden 70 % des Normwertes. Ohne Fäden belaufen sich die entsprechenden Werte auf 29 % nach 21 Tagen und 41 % nach 60 Tagen. Aus diesen Ergebnissen folgert LICHTENSTEIN, daß die Qualität der Faszien und des Nahtmaterials die Festigkeit einer Wunde bis zu 2 Monaten p.o. bestimmen. Er spricht sich deshalb wegen der Notwendigkeit der langen Liegedauer der Nähte für ein nichtresorbierbares Nahtmaterial bei Abdominalwunden aus.

NELSON und DENNIS erklären dagegen eine nutzvolle Rolle der Naht bei Bauchdeckenwunden nach 14 Tagen für beendet.

Den Unterschied zu seinen Ergebnissen sieht LICHTENSTEIN eventuell darin begründet, daß er versuchte den Meßfehler möglichst gering zu halten.

Daß technische Unterschiede in der Durchführung der Untersuchungen zu den Ergebnissen von FAST, NELSON und DENNIS geführt haben könnten, habe ich bereits unter 5.2. erwähnt.

Auch DOUGLAS und MC MINN unterstützen die Forderung bei Faszien die Nähte wegen ihrer langsameren Heilungstendenz länger liegen zu lassen.

Für die linea alba hatten wir mit Fäden in situ nach 21 Tagen 69 % und ohne Fäden 48,5 % der Reißfestigkeit des Normwertes erhalten. Der Wert der Reißfestigkeit ohne Fäden betrug 70 % des Wertes mit belassenen Fäden am 21. Tag. Abb. 8 zeigt, daß ein signifikanter und entlang der linea alba fast konstanter Festigkeitsunterschied von Proben mit entfernten zu entsprechenden Proben mit belassenen Fäden besteht.

Am 21. Tag p.o. ist die Naht bei Fasziennähten von ausschlaggebender Bedeutung für die Festigkeit einer Wunde. Bei Geweben, deren Festigkeit im wesentlichen von einer Faszie getragen wird, müssen wir uns deshalb für eine Liegedauer der Nähte von mindestens 3 Wochen aussprechen. Dies ist gleichbedeutende mit der Forderung, daß in diesem Zeitraum das Nahtmaterial nicht an Festigkeit verlieren darf.

5.4.3. Heilungstendenz entlang der linea alba

In seiner Veröffentlichung von 1944 erwähnt SANDBLOM, daß Wunden in Gesicht und Hals besser heilen als in weniger gut durchbluteten Körperregionen wie z.B. eine schlecht heilende Beinwunde bei Krampfadern. Durch eine besonders gute Heilungstendenz sollen sich auch sympathisch innervierte Körperregionen auszeichnen. GEEVER u. MIT. (65) untersuchten 6 cm lange Hautwunden von Meerschweinchen und fanden, daß alle Abschnitte gleich stark verheilten, sofern keine lokalen Störungsfaktoren eingetreten waren.

Im Rahmen unserer Meßgenauigkeit, konnten wir ein konstantes Anwachsen der Festigkeit nach 21 Tagen entlang der linea alba für die Proben Nr. 1 - 4 und Nr. 5 beobachten. Am kaudalen Ende der linea alba hatten die Proben eine geringere Festigkeit im Vergleich zum Normwert erreicht. Die Werte der Proben Nr. 7 und Nr. 8 unterschieden sich signifikant von dem Festigkeitsniveau oberhalb des Nabels. Dies

deutet im Gegensatz zu den Beobachtungen GEEVERS auf eine geringere Heilungstendenz im kaudalen Ende der linea alba von Kaninchen hin.

5.5. Geschwindigkeit und Reißfestigkeit

In keiner der uns bekannten Veröffentlichungen über die Reißfestigkeitsuntersuchungen wurde berichtet, wie sich die Reißfestigkeit eines tierischen Gewebes bei verschiedenen Reißgeschwindigkeiten verhält.

V. WINKLE und NAGY weisen lediglich darauf hin, daß die Reißfestigkeit unter anderem auch von der Deformations-Geschwindigkeit abhängt.

Obwohl auch DOUGLAS (63) keine speziellen Untersuchungen zu dieser Frage durchführte sagt er, es sei klar, daß eine Gewebprobe um so eher reißt, je schneller die Kraft darauf einwirkt.

Nach SEIDEL und TAUBER entspricht es den klinischen Erfahrungen, daß intraabdominale Wundrupturen als auch Narbenhernien nicht selten bei plötzlicher Kraftanstrengung oder beim Pressen und Husten auftreten. "Es ist möglich, daß die Festigkeitswerte gegenüber ruckartig durchschneidenden Nähten noch niedriger liegen" (als bei Zugversuchen mit gleichbleibender Geschwindigkeit).

Unsere Versuche ergaben eine signifikante lineare Abhängigkeit der Reißkraft von der Geschwindigkeit. Sie war um so höher, je schneller die Kraft angriff.

Natürlich war bei hohen Geschwindigkeiten ein Reißvorgang eher beendet als bei kleiner Geschwindigkeit. Somit hat DOUGLAS, wenn dies der Sinn seiner Aussage ist, zweifellos recht. Unser Geschwindigkeitsergebnis entspricht den Erfah-

rungen aus der Physik für Makromoleküle (STUART 1953). Wie bereits erwähnt bilden Kollagenfasern ein Netzwerk aus physikalischen Vernetzungspunkten und Verschlaufungen. Ist die Beanspruchungszeit in einem Dehnversuch kürzer als die Zeit, in der sich zwei Verhakungen aus kollagen Fasern lösen können, so wird diese stabil sein, und die Festigkeit der gesamten Probe erhöhen. Ist allerdings die Dehnungsgeschwindigkeit bzw. die angreifende Kraft so groß daß die maximale Reißfestigkeit überschritten wird, so reißt das Gewebe, da es dabei zu einem Zerreißen der Fasern zwischen den Verhakungen kommt.

Solche Kraftangriffe wie z.B. heftiges Husten oder Pressen führen in der Praxis oft zu Wundrupturen.

Die Physik der Makromoleküle lehrt aber auch, daß Dauerbelastungen zu einem Verlust der Reißfestigkeit führten.

6. Zusammenfassung

1. An Gewebeproben der Abdominalfaszie im Bereich der linea alba von 76 Kaninchen wurden Reißfestigkeitsuntersuchungen durchgeführt.
2. Die Reißfestigkeit wurde im einachsigen Zugversuch gemessen. Das Tensiometer registrierte die einwirkende Kraft und zeichnete ein Kraft-Dehnungsdiagramm auf. Gedeht wurde sowohl mit konstanter als auch mit unterschiedlicher Geschwindigkeit.
3. Die Begriffe "bursting strength", "breaking strength", und "tensile strength" sowie Meßmethoden und mögliche Meßfehler wurden diskutiert.
4. Die Reißfestigkeit entlang der linea alba wurde für unverletztes Gewebe und inzidierte, genähte und unverheilte linea alba dargestellt. Direkt nach dem Nähen erreicht die Naht nur 57,7 % der Festigkeit unverletzten Gewebes.
5. Die Reißfestigkeit steigt mit zunehmendem Gewicht der Kaninchen an. Der Anstieg ist signifikant zwischen den Gewichtsklassen bis 3,0 kg und über 3,5 kg.
6. Am 21. Tag p.O. erzielte die Naht einen signifikanten Zuwachs an Festigkeit zur Narbenfestigkeit nach Entfernen der Fäden.
7. Am kaudalen Ende der linea alba war die Heilungstendenz signifikant niedriger als im proximalen Anteil.
8. Die Reißfestigkeit eines Gewebes ist direkt proportional der Deformations-Geschwindigkeit der angreifenden Kraft.

7. Literaturverzeichnis

ADAMSONS, R.J., ENQUIST, I.F.

The relative importance of sutures to the strength of healing wounds under normal and abnormal conditions.

Surg. Gynec. Obstet.

117: 369-401 (1963)

ADAMSONS, R.J., MUSCO, F., ENQUIST, I.F.

The relationship of collagen content to wound strength in normal and scorbutic animals.

Surg. Gynec. Obstet.

119: 323-29 (1964)

ADAMSONS, R.J., KAHAN, S.A.

The rate of healing of incised wounds of different tissues in rabbits.

Surg. Gynec. Obstet.

4: 837-846 (1970)

BOTSFORD, T.W.

The tensile strength of sutured skin wounds during healing.

Surg. Gynec. Obstet.

72: 690-697 (1941)

DOUGLAS, D.M.

The healing of aponeurotic incisions.

Br. J. of Surg.

40: 79-84 (1952)

DOUGLAS, D. M.

Wound healing and management.

E. u. S. Livingstone LTD. London 1963

DOUGLAS, D.M.

Faktors affecting the gain of tensile strength
in healing wounds.

In Wound Healing

J. u. A. Churchill LTD.

London, W. 1. 1966

DUNPHY, J. E., UDUPA, K. N.

Chemical and histochemical sequences in the
normal healing of wounds.

New. Eng. J. of Med.

253: 847-851 (1955)

DUNPHY, J. E., JACKSON, D. S.

Practical applications of experimental studies
in the care of the primarily closed wounds.

Americ. J. Surg.

104: 273-281 (1962)

FAST, J., NELSON, C., DENNIS, C.

Rate of gain in sutured abdominal wall wounds.

Surg. Gynec. Obstet.

84: 685-688 (1947)

FORRESTER, J.C., ZEDERFELDT, B.H., HUNT, T.K., DUNPHY, J.E.

Strength and elasticity of healing and "healed"
wounds.

Bull. Soz. Cut. Chir.

27: 42-47 (1968)

GEEVER, E. F., STEIN, J. M., LEVENSON, S.M.

Variations in breaking strength in healing wounds
of young Guinea pigs.

J. Trauma

5: 624-635 (1965)

HARKNESS, R. D.

Factors affecting the strength of the dermis
In Wound Healing

J. u. A. Churchill LTD

London 1966

HERNÁNDEZ-RICHTER, J.

Klinische und experimentelle Untersuchungen über
die postoperative Wundruptur.

Habilitationsschrift 1964, Köln

HOFFSCHULTE, K.-H.

Experimentelle Untersuchungen zur Festigkeit mensch-
licher Bauchwandaponeurosen im Hinblick auf Wund-
dehiszenzen nach Laparotomien.

Inauguraldissertation Marburg (1974)

HOLM-PEDERSEN, P., ZEDERFELDT, B.

Strength development of skin incisions in young
and old rats.

Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.

5: 7-12 (1971)

HOLM-PEDERSEN, P., VIIDIK, A.

Tensile properties and morphologie of healing wounds
in young and old rats.

Scand. J. Plast. Reconstr. Surg.

6: 24-35 (1972)

HOWES, E. L., HARVEY, S. C.

The strength of the healing wound in relation to the
holding strength of the catgut suture.

N. Engl. J. Med.

200: 1285-91 (1929)

HOWES, E. L., SOOY, S. C., HARVEY, S. C.

The healing of wounds as determined by their
tensile strength

J. A. M. A.

92: 42-45 (1929)

HOWES, E. L., HARVEY, S. C.

The age factor in the velocity of the growth of
fibroblasts in the healing wound.

J. Exp. Med.

55: 577 - 590 (1932)

HOWES, E. L., HARVEY, S. C., HEWITT, C.

Rate of bibroplasia and differentiation in the
healing of cutaneous wounds in different species
of animals.

Arch. Surg.

38: 934-945 (1939)

HOWES, E. L., MAZEUS, M.F., ELLISON, L.H.

Healing strength of the rectus and midline wounds
of the abdominal wall corrected for square area.

Surg. Gynec. Obstet.

134: 387 - 393 (1972)

HUNT, T. K., HUTCHISON, J. G. P.

Studies on the oxygen tension in healing wounds.

In Wound healing

J. u. A. Churchill LTD., London 1966

LEVENSON, S.M., GEEVER, E.F., CROWLY, L.V., OATES, J.F.,
BERNARD, C.W., ROSEN, H.

The healing of rat skin wounds.

Ann. Surg.

161: 293 - 307 (1965)

LICHTENSTEIN, I.L., SHORE, J.M., HERZIKOFF, S., SELMA, M.W.J.,
STUART, S., MIZUNO, L.

The dynamics wound healing

Surg. Gynec. Obstet.

130: 685 - 690 (1970)

LINDER, F.

Wundheilung und Wundverschluß

Melsung. Med. Mitt.

47: 9 - 59 (1973)

LOCALIO, S.A., HINTON, J.W.

Wound healing - experimental and statistical study.

Surg. Gynec. Obstet.

77: 243 - 249 (1943)

MC. MINN, R.M.H.

Tissue rapair.

Academic press (1969)

MICHEL, K.J.

Tierexperimentelle Untersuchungen über den Einfluß der Fadenspannung bei der Naht von abdominalen Faszienwunden auf die Zunahme der Reißfestigkeit des Narbengewebes.

Inauguraldissertation Marburg (1973)

NAGY, E., ZINGG, W.

Simple standardized method for studying the tensile strength of healing incisions in animals.

The Can. J. Surg.

14: 136 - 141 (1971)

NELSON, C.A., DENNIS, C.

Wounds healing technical factors in the gain of tensile strength in sutured abdominal wall wounds in rabbits.

Surg. Gynec. Obstet.

93: 461 - 467 (1951)

NELSON, P. G., BREEN, D.J. BREMNER, J.L.

A tensiometer for the determination of wound healing

Austr. a. New. Zeal. J. Surg.

37: 75 - 77 (1967)

NELSON, P. G., DUDLEY, H. A. F.

The tensile strength of small bowel anastomoses in the dog.

The Austr. a. New Zeal. J. Surg.

37: 73 - 74 (1967)

NISHIHARA, G., PRUDDEN, J.F.

A quantitative relation-ship of wound tensile strength to length.

Surg. Gynec. Obstet.

106: 305 - 310 (1958)

NOCKEMANN, P.F.

Die Bedeutung von Nahtmaterial und Nahttechnik für normale und gestörte Wundheilung.

In: Wundheilung und Wundnaht

Urban u. Schwarzenberg, München 1967

NOCKEMANN, P.F.

Die chirurgische Naht

Georg Thieme Verlag

Stuttgart 1968

PAGET, J.

Lectures on Surgical Pathology

1, 271 (1853), London

PEACOCK, E.E., VAN WINKLE, W.

Surgery and biology of wound repair.

W. B. Saunders Company

Philadelphia 1970

PENSHORN, D.

Prüfung von Nahtmaterial und chirurgischen Knoten in menchanischen und mechanisch-chemischen Verfahren.

Chirurg

38: 553 - 557 (1967)

PRESTON, D. J.

The effect of sutures on the strength of healing wounds.

Americ. J. Surg.

45: 56-63 (1940)

PRICE, Ph. B.

Stress, strain and sutures.

Ann. Surg.

128: 408-420 (1948)

PRUDDEN, J. F., NISHIHARA, G., BAKER, L.

The acceleration of wound healing with cartilage-I.

Surg. Gynec. Obstet.

105: 283-286 (1957)

SANDBERG, N., ZEDERFELDT, B.

The tensile strength of healing wounds on collagen-formation in rats and rabbits.

Acta. Chir. Scand.

126: 187-196 (1963)

SANDBERG, N.

On the healing of wounds in rats during the period of citratrization

Acta. Chir. Scand.

126: 294-299 (1963)

SANDBLOM, P.

The tensile strength of healing wounds.

Acta. Chir. Scand.

Vol. xc. Supplementum 89 (1944)

SANDBLOM, P., PETERSEN, P. MUREN, A.

Determination of the tensile strength of the healing
wound as a clinical test.

Acta. Chir. Scand.

105: 232-257 (1953)

SAVLOV, E.D., DUNPHY, J. E.

Mechanismus of wound healing

New Engl. J. Med.

250: 1062-1065 (1954)

SEIDEL, W.

Die Gliederung von Dissertationen und wissenschaft-
lichen Arbeiten.

Münchener Med. Wochenschrift

44: 2244-2247 (1966)

SEIDEL, W., TAUBER, R., HOFFSCHULTE, K.H.

Messungen zur Festigkeit der Bauchdeckennaht

Chirurg

45: 266-272 (1974)

STRUCK, H.

Ursachen gestörter Wundheilung

In Mels. Med. Mitt. Band 47, Heft 117,

267-283 (1973)

STUART, H.A.

Die Physik der Hochpolymere

Springer Verlag Berlin

1955

TAUBER, R., SEIDEL, W., HELLER, E.-J., STADLER, Ch.

Die Bedeutung des Nahtmaterials für die Reiß-
festigkeit heilender Faszien und Hautwunden.

Langenbecks Arch. Chir.

333: 273-282 (1974)

TAUBER, R., SEIDEL, W., MEES, P.

Die Brauchbarkeit von Catgut, PGS und Polyester
zum Verschluß der Abdominalfaszie.

Exp. Med.

165: 153-161 (1975)

VAN WINKLE, W., HASTINGS, J. Ch.

Considerations in the choice of suture material for
various tissus.

Surg. Gynec. Obstet.

135: 113-126 (1972)

VILJANTO, J.

Biochemical basis of tensile strength in wound
healing.

Acta Chir. Scand. Suppl.333 (1965)

WOLARSKY, E., PRUDDEN, J.F.

A new method of wound tensiometrie.

A. M. A. Arch. of Surg.

85: 404-409 (1962)

Meinem verehrten Doktorvater, Herrn Priv. Doz. Dr. R. Tauber, danke ich herzlichst für die Überlassung des Themas sowie für die Unterstützung bei der Ausführung der Arbeit.

Weiterhin gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. F. H. Müller für die Überlassung eines Arbeitsplatzes im Institut für Polymere der Universität Marburg, sowie Herrn Dr. D. Göritz für seine Beratung bei auftretenden physikalischen Fragen.

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die Herren
Professoren und Dozenten:

Amon, Aurich, Aziz, Bernhardt, Bock, Bode, Braasch,
Castenholz, Dehnicke, Dimroth, Haberich, Hennis,
Hensel, Hering, Hort, Janke, Karlson, Koecke, Lauer,
Niemeyer, Petry, Pfütz, Richter, Rohen, Rupec,
Seidel, Schiff, Schienbein, Schmidt, Schmidt, Schmitz-
Moormann, Schnell.

Lebenslauf

Am 21. Juni 1951 wurde ich als Sohn des Landwirts Fritz Meß und seiner Ehefrau Anna-Katharina Meß geb. Schomann in Marburg geboren.

1957 wurde ich in meinem Heimatort Ernsthäusen in die Volksschule eingeschult. Nachdem ich diese sieben Jahre besucht hatte, wechselte ich 1964 in die siebte Klasse der Realschule der Gesamtschule in Kirchhain über und im gleichen Schuljahr in die Quarta des dortigen Gymnasiums, wo ich im Juni 1970 das Abitur ablegte.

Im Wintersemester 1970/71 begann ich mit dem Studium der Naturwissenschaften und wechselte im Sommersemester 1971 auf das Studium der Zahnheilkunde über. Die naturwissenschaftliche Vorprüfung legte ich im Oktober 1971 und die ärztliche Vorprüfung im März 1973 ab.

Nach absolvierter ärztlicher Prüfung am 12.12.1975 wurde mir am 29.12.1975 die Bestallung als Zahnarzt erteilt.

Ab Februar 1976 bin ich als wehrpflichtiger Zahnarzt zur Ableistung des Grundwehrdienstes zur Bundeswehr eingezogen.

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die der Medizinischen Fakultät Marburg zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel "Präzision des Tensiometerverfahrens zur Beurteilung der Gewebefestigkeit - Tierexperimentelle Untersuchungen an Abdominalfaszien von Kaninchen" in der Chirurgischen Universitäts-Klinik Marburg unter Leitung von Herrn Priv. Doz. Dr. med. R. Tauber mit Unterstützung durch Dr. D. Göritz ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- und ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht noch die vorliegende oder eine andere Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Marburg, den 12. April 1976

..... Hermann H. S.

